

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5114167号
(P5114167)

(45) 発行日 平成25年1月9日(2013.1.9)

(24) 登録日 平成24年10月19日(2012.10.19)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 2 0 B
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 6 2 J
A 6 1 B	5/07	(2006.01)	A 6 1 B	5/07	

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-299885 (P2007-299885)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成19年11月19日(2007.11.19)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2009-125097 (P2009-125097A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成21年6月11日(2009.6.11)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成22年10月20日(2010.10.20)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	宮原 秀治
			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	祝迫 洋志
			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	堺 洋平
			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

(54) 【発明の名称】 無線給電システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検体の外部から電力を供給する無線給電システムであって、

前記被検体の周面に巻回されて配設された送電コイルを有し、

前記送電コイルが、前記被検体を被覆するとともに、開閉可能な開き部を有する衣類の周面に巻回されて配設された複数の導電線からなり、前記衣類の開き部同士を合わせたときに異なる前記導電線同士が接続し形成され、その大きさが前記被検体の大きさに合わせて調整可能であることを特徴とする無線給電システム。

【請求項 2】

前記送電コイルは、

前記衣類の開き部の対向する位置に配設された、第1の嵌合部と、前記第1の嵌合部と嵌合する複数の第2の嵌合部とを有し、

前記被検体の大きさに合わせて、選択された一の前記第2の嵌合部と前記第1の嵌合部とが嵌合し形成されることを特徴とする請求項1に記載の無線給電システム。

【請求項 3】

前記送電コイルは、複数の前記導電線が、平行に隣接配置された導電線群からなることを特徴とする請求項2に記載の無線給電システム。

【請求項 4】

前記送電コイルは、前記導電線の長手方向に弾性を有することを特徴とする請求項2か

ら請求項3のいずれか1項に記載の無線給電システム。

【請求項5】

前記送電コイルと共振回路を形成する複数のコンデンサと、
前記複数のコンデンサから前記送電コイルの大きさに応じた容量のコンデンサを選択し、切り替える切替回路とを有し、
前記カプセル型医療機器の受電コイルの共振周波数と、
前記送電コイルの共振周波数が一致していることを特徴とする請求項1から請求項4のいずれか1項に記載の無線給電システム。

【請求項6】

前記カプセル型医療機器が、カプセル内視鏡であることを特徴とする請求項1から請求項5のいずれか1項に記載の無線給電システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療機器、たとえば飲み込み型のカプセル型内視鏡に、被検体の外部から電力を供給する無線給電システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野では、撮像機能と無線機能とが装備されたカプセル型内視鏡が登場している。このカプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体である被検者に飲込まれた後、被検者から自然排出されるまでの間、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に伴って移動し、撮像機能を用いて臓器の内部を順次撮像する構成である。

【0003】

また、これら臓器内を移動する間にカプセル型内視鏡によって被検者内で撮像された画像データは、順次無線通信などの無線機能により、被検体の外部に設けられた外部装置に送信され、メモリに蓄積される。被検者がこの無線機能とメモリ機能を備えた外部装置を携帯することにより、被検者は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの観察期間、不自由を被ることなく行動が可能になる。カプセル型内視鏡による観察後は、医者によって、外部装置のメモリに蓄積された画像データに基づいて、臓器の画像をディスプレイなどの表示手段に表示させて診断を行うことができる。

【0004】

この種のカプセル型内視鏡に電力を供給するシステムとしては、たとえば特開2001-231186号公報に示すものがある。このシステムでは、ラジオカプセル（カプセル型内視鏡に相当）が被検者内に留置されるため、被検者外部からカプセル型内視鏡内部に電力を送信することにより、そのカプセル型内視鏡内部に電力を供給する。このシステムでは、外部装置に電力送信用アンテナを、カプセル型内視鏡内部に電力受信アンテナをそれぞれ設け、外部装置から送信用アンテナおよび受信アンテナを介してカプセル型内視鏡内に電力を供給して、被検者内に長時間留置されたカプセル型内視鏡の観察動作を可能にしていた。

【0005】

さらに、特開2005-52365号公報には、被検体を被覆するとともに、開閉可能な開き部を有する衣類の周面に巻回されて配設された複数の導電線と、衣類の開き部同士をボタン型の係合部材により合わせたときに異なる導電線同士を接続させてコイルを形成し電力送信用アンテナとする電力供給装置が開示されている。

【0006】

図13～図16は、特開2005-52365号公報に開示された電力供給装置を説明のための説明図であり、図13は、衣類21に配設された係合部材41、42と導電線31～mの配置を示す平面図であり、図14は、係合部材41、42の構造を説明するための説明図であり、図15および図16は、電力送信用アンテナであるコイル43を説明するための説明図である。

10

20

30

40

50

【0007】

すなわち、図13に示すように、特開2005-52365号公報に開示された電力送信用アンテナであるコイル43は、複数の導電線31~m(mは任意の整数)と、これら導電線31~mの端部に設けられた係合部材41、42とからなる。導電線31~mは、着脱可能な前開きの衣類(たとえばベスト)21の内周面に平行に所定間隔を隔てて配設され、係合部材41、42は衣類21の前開き部22に設けられている。

【0008】

図14は、図13に示した係合部材41、42の構成と、係合部材41、42に接続される導電線31~35の状態を示す図である。図14において、係合部材41、42は、衣類21の開き部22、22の対向する位置、たとえば等間隔の位置に配設された一对のボタン型の部材からなる。係合部材41と42は、互いが嵌め合わされて係合するそれぞれ円筒形の凹部41aと凸部42aとを有している。凹部41aと凸部42aには、複数の導電線、たとえば4本の導電線31~35の端部がそれぞれ接続される複数の端子41b、42bと、この端子41b、42bの位置を合わせるための位置決め用切欠き41c、42cが設けられている。

10

【0009】

この構成において、衣類21の開き部22、22同士を合わせて、対向する係合部材41、42同士が位置決めされて係合したときに、所定の端子41b、42bが接触して、異なる導電線同士が接続されて、所定ピッチの1個のコイル43を形成させることができる。なお、コイル43の両端は、電力供給を行う体外ユニット(不図示)に接続されている。

20

【0010】

被検者が衣類21を着用し、対の係合部材41、42同士を係合すると、各導電線が連続して接続されて、1個のコイル43が形成される。コイル43に対外ユニットから電力が供給されると、コイル43に電流が流れ、図15に示すように、コイル43を貫くように磁界93が生じて、磁界93による電磁誘導現象により被検体10内部のカプセル型内視鏡のコイルに誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡に電力が供給される。

【0011】

しかしながら、被検者の体型は様々であり、やせた人では、コイル43を有する衣類21が大きすぎる場合がある。すると、被検者が衣類21を装着した時に衣類21と被検者の体の間に、すきまが生じ、被検者の姿勢によっては図16に示すように、コイル43の形状が変形することがある。コイル43の形状が変形すると、そのインダクタンスが変化してしまう。電力供給装置においては、コイル43に共振用コンデンサを接続し、LC直列共振回路を形成し、共振駆動している。しかし、コイル43のインダクタンスが変化すると、共振周波数が変化してしまうため、カプセル型内視鏡内部の電力受信回路が受電できる電力は低下してしまう。

30

【0012】

このように、特開2005-52365号公報に開示された電力供給装置では、被検者の体型によっては、カプセル型内視鏡に安定した効率的な電力を供給することが容易ではないことがあった。

40

【特許文献1】特開2001-231186号公報

【特許文献2】特開2005-52365号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明は、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、被検体の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

50

本発明の無線給電システムは、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検体の外部から電力を供給し、前記被検体の周面に巻回されて配設された送電コイルを有し、前記送電コイルが、前記被検体を被覆するとともに、開閉可能な開き部を有する衣類の周面に巻回されて配設された複数の導電線からなり、前記衣類の開き部同士を合わせたときに異なる前記導電線同士が接続し形成され、その大きさが前記被検体の大きさに合わせて調整可能である。

【発明の効果】

【0015】

本発明は、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、被検体の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電システムを提供するものである。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

<第1の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第1の実施の形態の無線給電システム1について説明する。

<無線給電システムの概要>

図1は、本実施の形態にかかる無線給電システム1の概要を示す概要図であり、図2は、カプセル型内視鏡108の構造の概要を説明するための側面図である。図1に示すように、無線給電システム1は、被検体である被検者109の内部に導入されたカプセル型医療機器であるカプセル型内視鏡108に、被検者109の外部から電磁誘導により電力を供給する。

20

【0017】

ここで、カプセル型内視鏡108は、図2に示すように、被検者の体腔内に導入可能な細長いカプセル型筐体21内に内蔵されている前端方向の撮影が可能な撮像光学系22を備えるカプセル型内視鏡である。カプセル型内視鏡108は、被検者の口腔から体内に飲み込み可能な大きさのものであり、略半球状で透明性あるいは透光性を有する先端カバー21aと、可視光が不透過な有色材質からなる一端部が略半球状筒形状の胴部カバー21cとを弾性的に嵌合させることで、内部を液密に封止するカプセル型筐体21を形成している。

30

【0018】

カプセル型筐体21内には、撮像部22、画像処理部23、情報伝達部24、電源部25および電力を受電する受電コイル26および制御部（不図示）等とが内蔵されている。

【0019】

撮像部22は、カプセル型筐体21内において、体腔内撮像部位を先端カバー21a部分を介して照明するための照明光を出射するLEDなどの照明部28と、照明光による反射光を受光して体腔内撮像部位を撮像するCCDやCMOSなどの撮像素子29と、この撮像素子29に被写体の像を結像させる結像レンズ27とを備え、先端カバー21a側なる前端部方向の撮影が可能とされている。画像処理部23は撮像した画像を処理し、情報伝達部24は撮像した画像を体外に無線で送信する機能を有している。

40

【0020】

受電コイル26は、導電線を巻回した所定のターン数のソレノイド型コイルであり、細長いカプセル型筐体21の胴部内に、コイルの軸がカプセルの長手方向となるように配設されている。ここで、コイルの軸とは、コイルの磁路の中心線を意味する。なお、受電コイル26は細長いカプセル型筐体21の一部に巻回されていてもよいし、内部に軟磁性コアを有していてもよいし、あるいはカプセル型筐体21の外側に巻回されていてもよい。

【0021】

また、カプセル型内視鏡108では、たとえば電力供給用信号に重畳された各種制御信号に基づいて、上述したLEDやCCDなどの駆動を制御している。

【0022】

50

次に図1に示すように、無線給電システム1は、被検者109の周面に巻回されて配設された少なくとも1個の送電用のコイル100を有し、コイル100は、その大きさが被検者の体型に合わせて可変可能な構造を有する。ここで、被検者109の体型とは、太っているか、やせているかであり、コイル100が巻回する被検者109の胴周りの大きさをいう。

【0023】

そして、無線給電システム1においては、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して被検体の外部から電力を供給するために、被検体の周面に巻回されて配設された送電コイルを有しており、送電コイルの大きさが被検体の大きさに合わせて調整可能である。

10

【0024】

ここで、コイル100は、複数の導電線が平行に所定の間隔(ピッチ)で隣接配置された導電線群105の、それぞれの導電線が係合することにより、形成された所定ピッチのコイルである。そして、それぞれの導電線は第1の嵌合部101と、第1の嵌合部101と嵌合可能な複数の第2の嵌合部とを有している。

【0025】

なお、以下の説明では説明を簡単にするため、導電線群105は2本の導電線105a、105bからなり、第2の嵌合部は、3個の嵌合部102、103、104からなる場合を説明するが、導電線群105を構成する導電線の本数(コイル100のターン数)は多い方が、より強い磁力が発生できるため、カプセル型内視鏡108へ多くの電力を供給

20

【0026】

図1に示すように、導電線105a、105bは、第1の嵌合部101と、第1の嵌合部101と嵌合可能な3個の第2の嵌合部102、103、104を有しているが、第1の嵌合部101は、被検体である被検者109の体型に合った第2の嵌合部104と係合する。ここで、被検者109の体型に合っているとは、被検者109に過度の負荷を与えることなく、送電用コイル100が被検者109の周面に、すきま無く密着して、巻回された状態をいう。

【0027】

送電用コイル100の両端部の引き出し線106、107は、共振用コンデンサ120と駆動回路121と接続され、LC直列共振回路として駆動される。

30

【0028】

<送電用のコイルの構造>

次に、図3を用いて、本実施の形態の無線給電システム1の送電用のコイル100について説明する。図3は、送電用のコイル100の構造を説明するための説明図である。

【0029】

図3に示すように、送電コイル100は、被検体を被覆するとともに、開閉可能な開き部222を有する衣類221の周面に巻回されて配設された複数の導電線105a、105bからなり、衣類の開き部222A、222B同士を合わせたときに異なる導電線同士が接続することで、形成される。そして、送電コイル100は、複数の導電線105a、105bが、平行に帯状に隣接配置された導電線群105からなる。また、送電コイル100は、衣類221の開き部222の対向する位置222A、222Bに配設された、第1の嵌合部101と、前記第1の嵌合部と嵌合する複数の第2の嵌合部102~104とを有し、被検体の大きさに合わせて、選択された一の第2の嵌合部と、第1の嵌合部とが嵌合し形成される。

40

【0030】

すなわち、コイル100は、複数の導電線105a、105bと、これら導電線105a、105bに設けられた第1の嵌合部101と、3個の第2の嵌合部102、103、104とからなり、約2ターンのスパイラルコイルである。導電線105a、105bは、着脱可能な前開きの衣類(たとえばベスト)221の内周面に所定間隔を隔てて設けら

50

れ、第1の嵌合部101と第2の嵌合部102、103、104は衣類221の前開き部222に設けられている。

【0031】

第1の嵌合部101は係合部材101A、101B、101Cとから構成されており、第2の嵌合部102は係合部材102A、102B、102Cとから構成されており、第2の嵌合部103は係合部材103A、103B、103Cとから構成されており、第2の嵌合部104は、係合部材104A、104B、104Cとから構成されている。なお、説明を簡単にするため導電線の本数を少なくしているため、係合部材の構造は単に2本の導電線を電気的につなぐだけである。導電線の本数が多い場合には、図14に示した公知の多数本の導電線を1個の係合部材でつなぐことのできる係合部材41、42の構成を用いるとよい。係合部材は、公知の係合部材と同様に衣類221の開き部222A、222Bの対向する位置に、たとえば等間隔に配設された一对のボタン型の部材である。

10

【0032】

衣類221の開き部22A、22B同士を合わせて、対向する第1の嵌合部101の係合部材101A、101B、101Cと、いずれかの第2の嵌合部102、103または104の対応する係合部材が位置決めされて係合したときに、係合部材の所定の端子が接触して、異なる導電線同士が接続されて、スパイラル構造のコイル100が形成される。

【0033】

<嵌合部の構造>

次に、図4を用いて、本実施の形態の無線給電システム1の嵌合部101～104の構造について説明する。

20

【0034】

図4は、コイル100を構成する導電線群105を、衣類221から分離して広げた状態を示している。図4に示すように、第1の嵌合部101と、第1の嵌合部101と嵌合し電氣的に導通可能な3つの第2の嵌合部102～103が、所定の間隔を開けて導電線群105に設けられている。

【0035】

衣類221の開き部222A、222B同士を位置決めをして係合したとき、第1の嵌合部101の接点である係合部材101Aと、嵌合するのは第2の嵌合部102、103、104の係合部材102A、103Aまたは104Aのいずれかであり、第1の嵌合部101の接点である係合部材101Bと、嵌合するのは係合部材102B、103Bまたは104Bのいずれかであり、第1の嵌合部101の接点である係合部材101Cと、嵌合するのは係合部材102C、103Cまたは104Cのいずれかである。

30

【0036】

導電線105aには、一端近傍に第1の嵌合部101の係合部材101Cが配設され、他端近傍に端部側より順に、第2の嵌合部104の係合部材104B、第2の嵌合部103の係合部材103B、第2の嵌合部102の係合部材102Bが所定の間隔で配設されている。また、導電線105bには、一端近傍に第1の嵌合部101の係合部材101Bが配設され、他端近傍に端部側より順に、第2の嵌合部104の係合部材104A、第2の嵌合部103の係合部材10A、第2の嵌合部102の係合部材102Aが所定の間隔で配設されている。すなわち、第1の嵌合部101と第2の嵌合部102～104は、接点がずれて互いに異なる導電線と接続されている。

40

【0037】

なお、第1の嵌合部101の係合部材101Aには引き出し線106が接続されている。また、第2の嵌合部104の係合部材104C、第2の嵌合部103の係合部材103Cおよび第2の嵌合部102の係合部材102Cには引き出し線107が接続されている。なお、図1に示したように、引き出し線は、コンデンサ120および駆動回路121と接続され、コイル100と合わせてLC共振回路を形成している。

【0038】

第1の嵌合部101の各係合部材と、第2の嵌合部の各係合部材とは、いわゆるオスメ

50

スの関係となっており、第1の嵌合部101の各係合部材は第2の嵌合部の対応する各係合部材のいずれとも嵌合するようになっている。

【0039】

なお、係合部材は、例えば、それぞれの係合部材の凹部と凸部の寸法または形状を変えることで、互いに対応する係合部材同士でなければ嵌合しない構造とすることも可能である。ボタン(係合部材)の掛け違い(嵌合違い)により、導電線同士が誤って接続されることを防止できる。

【0040】

<装着状態の説明>

次に、図5～図7を用いて、本実施の形態の無線給電システム1のコイル100について説明する。図5～図7は、被検体である被検者109の体型が異なる場合のコイル100の嵌合箇所を説明するための説明図である。

【0041】

図5は、被検者が太った人の場合の、コイル100を示している。図5においては、第1の嵌合部101は、第2の嵌合部104と嵌合している。すなわち、係合部材101Aと104A、101Bと104Bそして101Cと104Cとが嵌合し、各接点において導電線105aと導電線105bが接続されている。このため、形成されたコイル100は、第2の嵌合部102から第2の嵌合部104までの間の導電線105a等も、電流が流れる流路となる大きなコイルとなる。

【0042】

これに対して、図6は、被検者がやせた人の場合の、コイル100を示している。図6においては、第1の嵌合部101は、第2の嵌合部102と嵌合している。すなわち、係合部材101Aと102A、101Bと102Bそして101Cと102Cとが嵌合し、各接点において導電線105aと導電線105bが接続されている。このため、形成されたコイル100は、第2の嵌合部102から第2の嵌合部104までの間の導電線105aおよび引き出し線107の一部は電流が流れる流路とはならず、小さなコイルとなる。

【0043】

なお、コイル100の大きさは、コイル100の1ターンの長さであり、実効的には、コイル100の断面積となる。

【0044】

次に、図7は、図5または図6に示したコイル100を体型の異なる被検者109Aまたは109Bに装着した様子を被検者の頭上から観察した場合の概念図である。すなわち、被検者109の体型に合わせて、複数の第2の嵌合部102～104の中から1つを選択し、第1の嵌合部101と嵌合し導電線群105を接続している。

【0045】

やせた被検者109Aの場合には、図7Aに示すように、複数の第2の嵌合部102～104の中から最も内側にある第2の嵌合部102を、第1の嵌合部101と嵌合することで、小さなコイル100Aが形成される。これに対して、太った被検者109Bの場合には、図7Bに示すように、複数の第2の嵌合部102～104の中から最も外側にある第2の嵌合部104を、第1の嵌合部101と嵌合することで、大きなコイル100Bが形成される。

【0046】

このように、本実施の形態の無線給電システム1は、被検者109の体型に合わせて、コイル100の大きさが可変可能な構造を有する。このため、コイル100と被検者109の間に、過剰のすきまが生じない。従って被検者109の姿勢が変化しても、コイル100の形状の変形は小さい。このため被検者109の姿勢が変化しても、コイル100のインダクタンスは安定しており、LC直列共振回路の共振周波数の変化は小さく、無線給電システム1は、カプセル型内視鏡108に、安定した効率的な電力供給ができる。すなわち、本実施の形態のコイル100は、体型の異なる被検者にも同一の送電コイル部材を用いてカプセル型内視鏡108に電力供給することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

なお、本実施の形態の無線給電システム 1 では、第 2 の嵌合部 1 0 2 ~ 1 0 4 は、ほぼ一定の間隔で導電線群 1 0 5 に配設されているが、任意の間隔で配設してもよい。

【 0 0 4 8 】

また、上記実施の形態のコイル 1 0 0 では、衣類 2 2 1 の前開き部 2 2 2 A に第 1 の嵌合部 1 0 1 を、前開き部 2 2 2 B に第 2 の嵌合部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 を配設したが、逆に、衣類 2 2 1 の前開き部 2 2 2 A に第 2 の嵌合部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 を、前開き部 2 2 2 B に第 1 の嵌合部 1 0 1 を配設してもよい。

【 0 0 4 9 】

また、上記実施の形態のコイル 1 0 0 では、それぞれの導電線に 1 の第 1 の嵌合部 1 0 1 と、複数の第 2 の嵌合部を配設したが、それぞれの導電線に複数の第 1 の嵌合部と複数の第 2 の嵌合部を配設してもよい。

10

【 0 0 5 0 】

< 第 1 の実施の形態の変形例 >

次に、第 1 の実施の形態の変形例の無線給電システム 2 のコイル 1 0 0 C について、図 8 および図 9 を用いて説明する。図 8 および図 9 は、第 1 の実施の形態の変形例の無線給電システム 2 のコイル 1 0 0 C を説明するための説明図である。

【 0 0 5 1 】

本変形例の無線給電システム 2 のコイル 1 0 0 C は、導電線 1 1 5 c が 1 本であり、コイル 1 0 0 C は 1 ターンのスパイラルコイルである。無線給電システム 2 の基本構成は無線給電システム 1 と、ほぼ同じであるため、以下、第 1 の実施の形態の無線給電システム 1 と異なる点についてのみ説明する。

20

【 0 0 5 2 】

電流を流すための導電線 1 1 5 c には、第 1 の嵌合部 1 1 1 と、第 1 の嵌合部 1 1 1 と嵌合可能な複数の第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 が配設されている。第 1 の嵌合部 1 1 1 は、導電線 1 1 5 c の一方の端に取り付けられており、第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 は、導電線 1 0 5 のもう一方の端から、例えば一定の間隔を隔てて導電線 1 0 5 c に取り付けられている。第 1 の嵌合部 1 1 1 は、第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 のいずれとも嵌合する構造を有する。

【 0 0 5 3 】

導電線 1 1 5 c は、第 2 の嵌合部 1 1 4 の係合部材 1 1 4 A、第 2 の嵌合部 1 1 3 の係合部材 1 1 3 A、第 2 の嵌合部 1 1 2 の係合部材 1 1 2 A を通って、第 1 の嵌合部 1 1 1 の係合部材 1 1 1 B に接合されている。第 1 の実施の形態のコイル 1 0 0 と同様に、第 1 の嵌合部 1 1 1 と、第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 とは、いわゆるオスメスの関係となっており、第 1 の嵌合部 1 1 1 の係合部材は、第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 の係合部材のいずれとも嵌合するようになっている。また、図示しない共振用コンデンサおよび駆動回路とコイル 1 0 0 C とを接続するために導電線 1 1 5 c の引き出し線 1 1 6 が第 1 の嵌合部 1 1 1 の係合部材 1 1 1 A から、引き出し線 1 1 7 が第 2 の嵌合部 1 1 2 の係合部材 1 1 1 B から引き出されている。

30

【 0 0 5 4 】

図 9 は、第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 から選択された 1 の嵌合部 1 1 4 と、第 1 の嵌合部 1 1 1 とを嵌合した状態のコイル 1 0 0 C を示している。複数の第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 の中で最も第 1 の嵌合部 1 1 1 から遠い位置にある第 2 の嵌合部 1 1 4 を選択しているため、コイル 1 0 0 C の大きさは最も大きい。なお、複数の第 2 の嵌合部 1 1 2 ~ 1 1 4 の中で最も第 1 の嵌合部 1 1 1 から近い位置にある第 2 の嵌合部 1 1 2 を選択すると、コイル 1 0 0 C は最も大きさが小さくなる。

40

【 0 0 5 5 】

本変形例の無線給電システム 2 のコイル 1 0 0 C は、被検者 1 0 9 を被覆するとともに、開閉可能な開き部 2 2 2 を有する衣類 2 2 1 の周面に巻回されて配設された 1 の導電線 1 1 5 c からなり、衣類の開き部 2 2 2 A、2 2 2 B 同士を合わせたときに引き出し線 1

50

16、117と導電線115cが接続し形成される。なお、本変形例の無線給電システム2においては、導電線が1本であるため、「導電線同士を接続する」とは、「導電線115cと引き出し線116、117を接続する」ことを意味する。

【0056】

本変形例の無線給電システム2においては、コイル100Cは1ターンコイルであり、被検者109の体型に合わせて、コイル100Cの大きさが可変可能な構造を有する。このため、コイル100Cと被検者109の間に、過剰のすきまが生じない。従って被検者109の姿勢が変化しても、コイル100Cの形状の変形は小さい。このため被検者109の姿勢が変化しても、コイル100Cのインダクタンスは安定しており、LC直列共振回路の共振周波数の変化は小さく、無線給電システム2は、カプセル型内視鏡108に、

10

【0057】

さらに、コイル100Cは1ターンコイルであるため、構造が簡単であり、かつ、重さを軽くすることができ、被検者が装着した際に負担を軽減することができる。

【0058】

<第2の実施の形態>

次に、第2の実施の形態の無線給電システム3のコイル100Dについて、図10および図11を用いて説明する。図10および図11は、第2の実施の形態の無線給電システム3のコイル100Dを説明するための説明図である。

20

【0059】

本実施の形態の無線給電システム3のコイル100Dは、導電線群131が伸縮自在な構造を有する。無線給電システム3の基本構成は無線給電システム1と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第1の実施の形態の無線給電システム1と異なる点についてのみ説明する。

【0060】

図10において第1の嵌合部141は、嵌合可能な複数の第2の嵌合部142～144と、導電線群131で接続されている。そして、導電線群131を構成する各導電線131a、131bは、ばね形状のように伸縮自在な弾性を有する構造を有する。

30

【0061】

伸縮自在な弾性を有する構造とは、図10に示すように、導電線131a、131bが、長手方向に伸び縮み可能な弾性を有する構造である。

【0062】

無線給電システム3のコイル100Dは、第1の嵌合部141と、第2の嵌合部142～144を嵌合する場合に、被検者の体に最も近い大きさとなるように第2の嵌合部142～144から1の嵌合部を選択して嵌合する。図11は、第1の嵌合部141を第2の嵌合部144と嵌合してコイル100Dを形成した状態を示している。

【0063】

本実施の形態のコイル100Dは、導電線131a、131bの長手方向に伸縮自在で弾性を有する。すなわち、本実施の形態のコイル100Dは、導電線群131が伸縮自在な弾性を有する構造を有するため、被検者が装着した際に、より被検者の体に密着しやすい。なお、衣類221は、コイル100Dの伸縮を妨害しないために、布地が伸縮性を有していることが好ましい。しかし、コイル100Dが布地と部分的に固定されていれば、布地は、折れ曲がることでコイル100Dの伸縮を妨害しない。

40

【0064】

本実施の形態のコイル100Dは、第1の実施の形態のコイル100に比べて、被検者の体に、より密着する。このため、第1の実施の形態が有する効果に加えて、被検者の体位の変化によるコイルの変形がより小さく、インダクタンスの変化もより小さい。このため、LC直列共振回路の共振周波数の変化が、より小さく、無線給電システム3は、カプ

50

セル型内視鏡 108 に、より安定した効率的な電力供給ができる。

【0065】

なお、本実施形態のコイル 100D として、導電線群 131 がばね状の構成となった場合を示したが、導電線群 131 が伸縮可能な補助部材に取り付けられた構成でもよく、本実施の形態の伸縮可能なコイル 100D として使用することができる。

【0066】

< 第 3 の実施の形態 >

次に、第 3 の実施の形態の無線給電システム 4 について、図 12 を用いて説明する。図 12 は、第 3 の実施の形態の無線給電システム 4 を説明するための説明図である。

【0067】

本実施の形態の無線給電システム 4 の基本構成は無線給電システム 1 と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第 1 の実施の形態の無線給電システム 1 と異なる点についてのみ説明する。特に、実施の形態 1 と同じ構造のコイル 100 を有する無線給電システム 4 を例に説明する。

【0068】

図 12 に示すように、本実施の形態の無線給電システム 4 は、複数のコンデンサ 150A、150B、150C からなるコンデンサ群 150 と、形成されたコイル 100 の大きさにより、コイル 100 と接続するコンデンサを選択するコントローラ 123 と、複数のスイッチ 122A、122B、122C からなる切替回路 122 とを有する。

【0069】

すなわち、無線給電システム 4 は、無線給電システム 1 と同様の被検者 109 の体型に合わせて、コイル 100 の大きさが可変可能な構造を有し、さらに、被検者 109 の体型に合わせて大きさのコイル 100 が同じ共振周波数の LC 共振回路を形成するコンデンサを選択するコントローラ 123 と、切替回路 122 とを有する。

【0070】

被検者 109 の体内にあるカプセル内視鏡 108 に給電する際には、カプセル内視鏡 108 内部の受電コイル 26 の共振周波数と、無線給電システム 4 の送電用のコイル 100 の共振周波数を一致することで、効率的な給電が可能となる。

【0071】

ここで、インダクタンス成分 L と容量成分 C を直列に接続した LC 直列である共振回路 130 の共振周波数 f_r 、すなわちコイル 100 の共振周波数 f_r は以下の式で表される。

【0072】

$$f_r = 1 / (2 \times \pi \times \sqrt{L \times C}) \quad \dots (式 1)$$

無線給電システム 4 の送電においては、インダクタンス成分 L は、コイル 100 のインダクタンス成分、容量成分 C は共振用コンデンサの容量が、いずれも支配的である。従って、送電用のコイル 100 の共振周波数を略一定に保つためには、コイル 100 のインダクタンスが大きい場合には、共振用コンデンサの容量を小さくし、逆に、コイル 100 のインダクタンスが小さい場合には、共振用コンデンサの容量を大きくする必要がある。

【0073】

ここで、コンデンサ 150A の容量が最も小さく、コンデンサ 120C の容量が最も大きく、コンデンサ 150B の容量が両者の間とする。

【0074】

被検者 109 が太っている人の場合、第 1 の嵌合部 101 と第 2 の嵌合部 104 とが嵌合され、形成されるコイル 100 の大きさ、すなわちコイル 100 の断面積が大きくなる。スパイラルコイルは、その断面積が大きいと、断面積に比例してインダクタンスが大きい。従って、第 1 の嵌合部 101 と第 2 の嵌合部 104 とが嵌合された場合には、コントローラ 123 は、共振用コンデンサ群 150 の中から最も容量の小さいコンデンサ 150A を選択し、切替回路 122 をコンデンサ 120A が接続されるように切り替える。なお、コンデンサ 150A の容量はコイル 100 が最も大きい時に、送電用のコイル 100 の

10

20

30

40

50

共振周波数が、受電コイル 26 の共振周波数と一致するように設計されている。

【0075】

被検者 109 がやせている人の場合、第 1 の嵌合部 101 と第 2 の嵌合部 102 とが嵌合され、形成されるコイル 100 の大きさ、すなわちコイル 100 の断面積は小さい。従って、第 1 の嵌合部 101 と第 2 の嵌合部 102 とが嵌合された場合には、コントローラ 123 は、共振用コンデンサ群 150 の中から最も容量の大きいコンデンサ 150C を選択し、切替回路 122 をコンデンサ 150C が接続されるように切り替える。なお、コンデンサ 150C の容量はコイル 100 が最も小さい時に、送電用のコイル 100 の共振周波数が、受電コイル 26 の共振周波数と一致するように設計されている。

【0076】

なお、上記説明ではコイル 100 の大きさは 3 種類のみであるため、コンデンサ群 150 を構成するコンデンサは 3 個でよいが、コイル 100 の大きさが多数ある場合には、共振用コンデンサを多く有し、さらにコントローラ 123 は複数のコンデンサを同時に選択し、複数のコンデンサを並列接続し使用してもよい。

【0077】

なお、前述のように、コントローラ 123 は、送電コイルの大きさに応じたコンデンサを選択するが、コントローラ 123 は、第 1 の嵌合部 101 と、どの第 2 の嵌合部 102 が嵌合しているかを検出する嵌合情報検出手段、あるいは送電コイルのインダクタンス等の情報を基に送電コイルの大きさを判断する。

【0078】

すなわち、無線給電システム 4 は、送電用のコイル 100 と共振回路 130 を形成する複数のコンデンサ 150A ~ 150C と、複数のコンデンサ 150A ~ 150C から送電コイル 100 の大きさに応じたコンデンサを選択し、切り替える切替回路 122 とを有し、カプセル型医療機器 108 の受電コイル 26 の共振周波数と、送電用のコイル 100 の共振周波数が一致している。

【0079】

本実施の形態の無線給電システム 4 は、第 1 の実施の形態が有する効果に加えて、被検者 109 の体型に合わせてコイル 100 の大きさが変わっても、コイル 100 の共振周波数が、受電コイル 26 の共振周波数と略一致している。このため、電磁誘導による給電効率が良い。

【0080】

また、本実施の形態のコイル 100 は、1 つのコイルからなるソレノイド型であるが、複数のコイル、例えば、2 つのコイルを対向配置したヘルムホルツ型でも良い。

【0081】

なお、上記説明は、カプセル型内視鏡を例に説明したが、本発明の無線給電システムは、カプセル型内視鏡への無線給電に限られるものではなく、消化液採取用カプセル型医療機器、嚥下型の pH センサ、またはドラッグデリバリーシステムのような各種カプセル型医療機器に適用可能である。

【0082】

本発明は、上述した実施の形態または変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図 1】第 1 の実施の形態にかかる無線給電システムの概要を示す概要図である

【図 2】第 1 の実施の形態にかかるカプセル型内視鏡の概要を説明するための側面図である。

【図 3】第 1 の実施の形態にかかる送電用のコイルの構造を説明するための説明図である。

【図 4】第 1 の実施の形態にかかるコイルを構成する導電線群を、衣類から分離して広げた状態を示す概要図である。

10

20

30

40

50

【図5】第1の実施の形態にかかるコイルを示す概要図である。

【図6】第1の実施の形態にかかるコイルを示す概要図である。

【図7】第1の実施の形態にかかるコイルを装着した状態を示す概要図である。

【図8】第1の実施の形態の変形例にかかるコイルを構成する導電線群を、衣類から分離して広げた状態を示す概要図である。

【図9】第1の実施の形態の変形例にかかるコイルを示す概要図である。

【図10】第2の実施の形態の変形例にかかるコイルを構成する導電線群を、衣類から分離して広げた状態を示す概要図である。

【図11】第2の実施の形態の変形例にかかるコイルを示す概要図である。

【図12】第3の実施の形態にかかる無線給電システムの概要を示す概要図である

10

【図13】衣類と、係合部材と、導電線との関係を示す平面図である。

【図14】係合部材の構造と導電線との関係を説明するための説明図である。

【図15】衣類と、電力送信用アンテナであるコイルとの関係を説明するための説明図である。

【図16】衣類と、電力送信用アンテナであるコイルとの関係を説明するための説明図である。

【符号の説明】

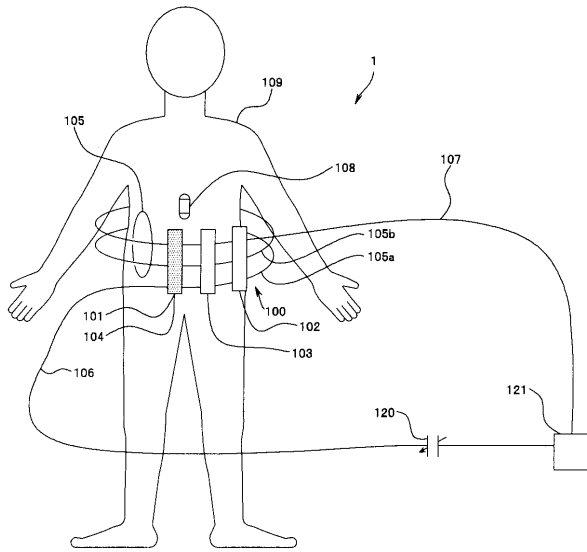
【0084】

1、4...無線給電システム、100、100A、100B、100C、100D...送電コイル、21、221...衣類、26...受電コイル、41、42...係合部材、101

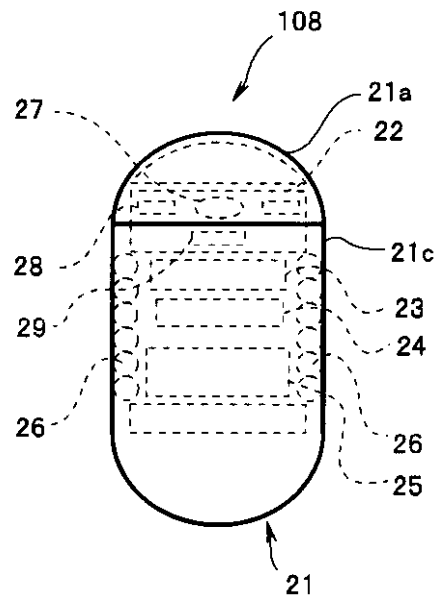
20

第1の嵌合部、102、103、104...第2の嵌合部、101A、101B、101C、102A、102B、102C、103A、103B、103C、104A、104B、104C...係合部材、105...導電線群、108...カプセル型内視鏡、109...被検者、111...第1の嵌合部、112、113、114...第2の嵌合部、120...コンデンサ、121...駆動回路、122...切替回路、123...コントローラ、131...導電線群、141...第1の嵌合部、142、143、144...第2の嵌合部、150...コンデンサ群

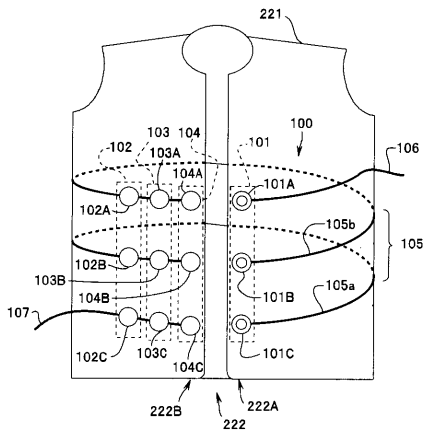
【図1】



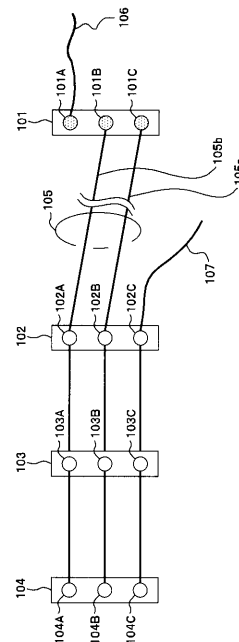
【図2】



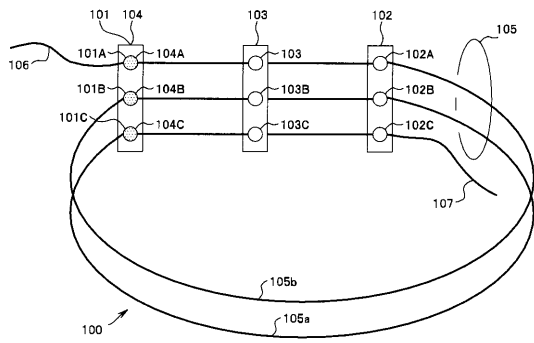
【図3】



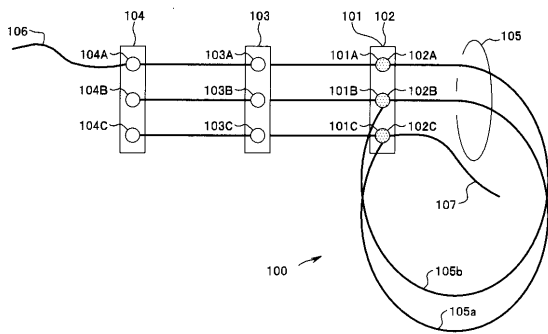
【図4】



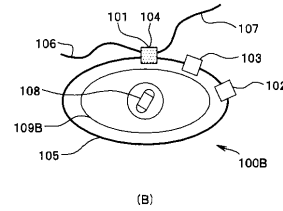
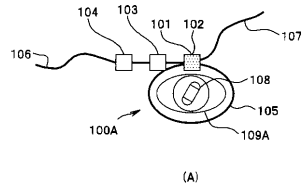
【図5】



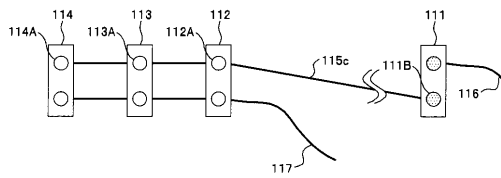
【図6】



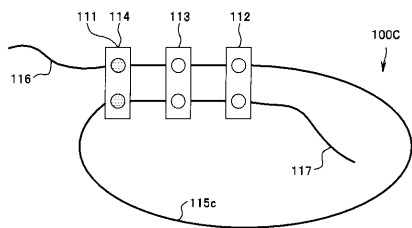
【図7】



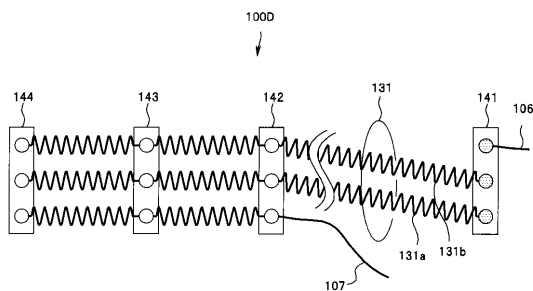
【図8】



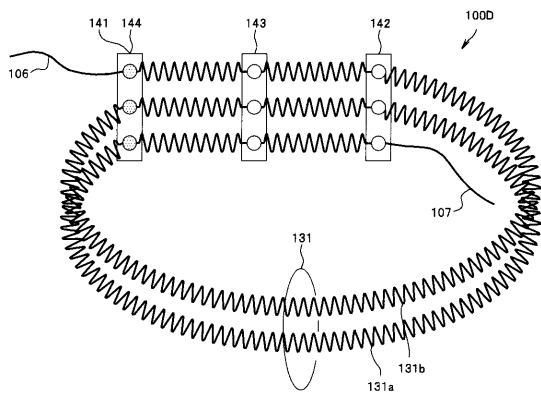
【図9】



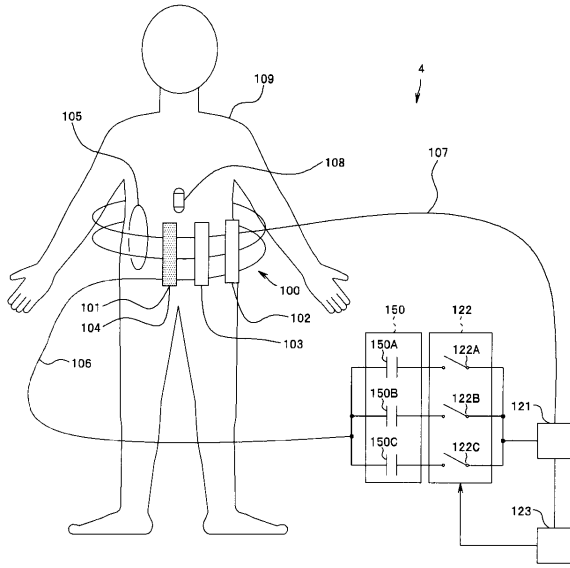
【図10】



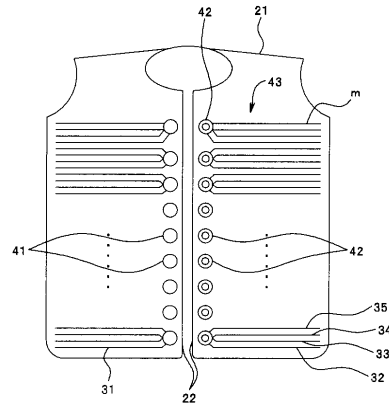
【図11】



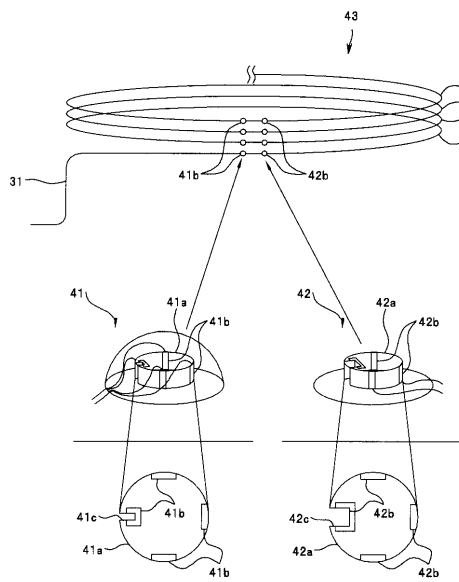
【図12】



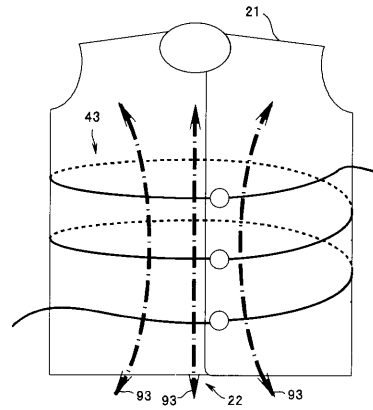
【図13】



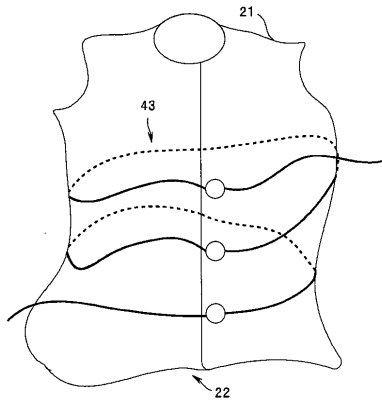
【図14】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特開2005-066095(JP,A)
特開2007-307040(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/04

A61B 5/07

专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	JP5114167B2	公开(公告)日	2013-01-09
申请号	JP2007299885	申请日	2007-11-19
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	宫原秀治 祝迫洋志 堺洋平		
发明人	宫原 秀治 祝迫 洋志 堺 洋平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.683 H02J17/00.B H02J50/12		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG11 4C061/JJ06 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/GG11 4C161/GG28 4C161/JJ06 4C161/JJ20 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009125097A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提供引入受试者109并获取受检者的体内信息的胶囊内窥镜108，用于从受检者的外部稳定且有效地供电的无线电源109提供系统1。设置缠绕在对象109的周围的电力传输线圈100，并且可以根据对象109的尺寸来调整电力传输线圈100的尺寸。点域1

