

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5329891号
(P5329891)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl. F I
 H O 2 J 17/00 (2006.01) H O 2 J 17/00 B
 A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 O B

請求項の数 14 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2008-251353 (P2008-251353)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成20年9月29日 (2008.9.29)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2010-88151 (P2010-88151A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成22年4月15日 (2010.4.15)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成23年9月15日 (2011.9.15)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	吉沢 深
			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	塩谷 浩一
			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
		審査官	土居 仁士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線給電システムおよびその駆動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の体腔内に導入され、電力を受電するための受電コイルを含むカプセル型医療装置と、

前記被検体が配置される検査台と、

該検査台の外部に対向するように配置され、前記カプセル型医療装置に電力を送電するための第1および第2の送電コイルと、

該第1および第2の送電コイルを駆動するための駆動部と、

前記第1および第2の送電コイルに流す電流の位相を変える移相手段と、

前記第1および第2の送電コイルを移動する送電コイル移動手段および/または前記検査台を移動する検査台移動手段と、

を備えることを特徴とする無線給電システム。

【請求項2】

前記第1および第2の送電コイルは、前記検査台を挟み込むような位置で、前記検査台の上下方向に対向して配置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】

前記移相手段は、前記第1および第2の送電コイルに流す電流を同相もしくは逆相に切り替える位相反転回路であることを特徴とする請求項1または2に記載の無線給電システム。

【請求項4】

10

20

前記位相反転回路は、スイッチにより構成されていることを特徴とする請求項 3 に記載の無線給電システム。

【請求項 5】

前記位相反転回路は、排他的論理和回路により構成されていることを特徴とする請求項 3 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装置がカプセル型内規鏡であることを特徴とする請求項 5 に記載の無線給電システム。

【請求項 7】

さらに少なくとも前記被検体の外部において、前記カプセル型医療装置または前記受電コイルの位置および向きを検出する検出装置を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一つに記載の無線給電システム。

10

【請求項 8】

さらに前記第 1 および第 2 の送電コイルを駆動した場合に、該第 1 および第 2 の送電コイル間の対向する領域を含み、前記受電コイルに給電可能とする給電領域内で発生される磁界の少なくとも向きを含む分布データを格納する分布データ格納部を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一つに記載の無線給電システム。

【請求項 9】

さらに少なくとも前記被検体の外部において、前記カプセル型医療装置または前記受電コイルの位置および向きを検出する検出装置による検出情報と、前記第 1 および第 2 の送電コイルを駆動した場合に、該第 1 および第 2 の送電コイルが対向して配置された対向領域を含む所定領域内で発生される磁界の少なくとも向きを含む分布データとを用いて、前記送電コイル移動手段および前記検査台移動手段の少なくとも一方の移動制御と、前記移相手段による位相の可変制御を行う制御手段を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一つに記載の無線給電システム。

20

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の無線給電システムの駆動方法において、前記第 1 の送電コイルおよび第 2 の送電コイルに流す電流の位相を変化させた時の給電領域内における磁界の向きの分布データを予め格納するステップと、

該磁界の向きの分布データと前記カプセル型医療装置内の受電コイルの位置および向きの情報を参照するステップと、

30

該参照した結果により、前記第 1 および第 2 の送電コイルに流す電流の位相と前記カプセル型医療装置の配置位置を決定するステップと、

を備えることを特徴とする無線給電システムの駆動方法。

【請求項 11】

前記第 1 の送電コイルおよび第 2 の送電コイルに流す電流の位相を変化させた時の給電領域内における磁界の向きの分布データを予め格納するステップと、

該磁界の向きの分布データと前記カプセル型医療装置内の受電コイルの位置および向きの情報を比較するステップと、

該比較結果により、前記第 1 および第 2 の送電コイルに流す電流の大きさを決定するステップを付加することを特徴とする請求項 10 に記載の無線給電システムの駆動方法。

40

【請求項 12】

前記カプセル型医療装置の配置位置決定情報に基づき、前記送電コイル移動手段により、前記カプセル型医療装置が給電領域内の最適な位置に配置されるように前記第 1 および第 2 の送電コイルを移動することを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の無線給電システムの駆動方法。

【請求項 13】

前記カプセル型医療装置の配置位置決定情報に基づき、前記検査台移動手段により、前記カプセル型医療装置を給電領域内で、前記第 1 および第 2 の送電コイルによる合成磁界の方向が前記受電コイルの軸方向に略平行となる位置に移動することを特徴とする請求項

50

10 または 11 に記載の無線給電システムの駆動方法。

【請求項 14】

前記カプセル型医療装置の配置位置決定情報に基づき、前記送電コイル移動手段により、前記第1および第2の送電コイルを移動するとともに、前記検査台移動手段により、前記カプセル型医療装置を給電領域内で、前記第1および第2の送電コイルによる合成磁界の方向が前記受電コイルの軸方向に略平行となる位置に移動することを特徴とする請求項10または11に記載の無線給電システムの駆動方法。

【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装置に、電磁誘導により被検体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、内規鏡の分野において、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実用化される状況になっている。

このカプセル型内規鏡は、観察、検査のために被検体である被検者に飲み込まれた後、被検者の体腔から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、撮像機能を用いて順次、臓器の内部を撮像する。また、これら臓器内を移動する間、カプセル型内規鏡によって生体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、被検者の外部に設けられた外部装置に送信される。

【0003】

特開2004-159456号公報には、被検者の体内に挿入された医療用小型機器に対して、電磁波を利用して体外から電力を供給するエネルギー供給装置が開示されている。

【0004】

図19、図20および図21は特開2004-159456号公報に開示されたエネルギー供給装置を説明するための図であり、図19は一次コイルの配置を示す図、図20は一次コイルにより発生する磁界の方向を示す図、図21は電源装置の構成を示す図である。

【0005】

図19に示すように、エネルギー供給装置は、被検者Bの体腔内にある医療用小型機器100に配設された磁性体コア102を有する二次コイル101に、被検者Bに装着された3つのヘルムホルツ構造となる一次コイル111a - 111b、112a - 112b、113a - 113bを用いて電力を供給する。

【0006】

一次コイル111a - 111bはz軸方向、一次コイル112a - 112bはx軸方向、一次コイル113a - 113bはy軸方向と、3つの一次コイルは、x、y、z軸の各軸方向に配置されている。また、前記ヘルムホルツ構造となる各一次コイル対(111a - 111b)、(112a - 112b)、(113a - 113b)は、その直径が対となる2つのコイル間の距離と等しくなるように設計されている。

【0007】

図20に示すように、一次コイル111a - 111bによりz軸に平行な方向の磁界を、一次コイル112a - 112bによりx軸に平行な方向の磁界、さらに一次コイル113a - 113bによりy軸に平行な方向の磁界を形成できる。

【0008】

医療用小型機器100が動作するために必要な電力は、一次コイルが発生した磁界が、医療用小型機器100に配設された二次コイル101と鎖交することで、電磁誘導現象により供給される。

【0009】

また、図21に示すように、エネルギー供給装置は、3つの一次コイル対111a - 111b、112a - 112b、113a - 113bと、それぞれの一次コイルと直列接続

10

20

30

40

50

された共振用コンデンサ 1 2 2、1 2 4、1 2 6 と、それぞれの一次コイルを駆動するスイッチング回路 1 2 1、1 2 3、1 2 5 と、直流電源 1 1 5 とを有している。

【0010】

そして、医療用小型機器 1 0 0 では、磁性体コア 1 0 2 を有する二次コイル 1 0 1 と共振用コンデンサ 1 0 3 とが直列接続され、更に、その直列接続された二次コイル 1 0 1 と及び共振用コンデンサ 1 0 3 が 4 つのダイオード D 1 ~ D 4、インダクタンス L 及びコンデンサ C で構成される整流回路 1 0 4 に接続されている。

【0011】

上記構成により、上記エネルギー供給装置においては、3つの一次コイルで発生した x 軸に平行な磁界、y 軸に平行な磁界、および z 軸に平行な磁界により、二次コイル 1 0 1 に誘起された交流電流が整流回路 1 0 4 により直流に変換され、医療用小型機器 1 0 0 がどのような向きにあっても、医療用小型機器 1 0 0 に電力が供給される。

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 1 5 9 4 5 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、特許文献 1（特開 2004-159456 号公報）に開示されたエネルギー供給装置においては、一次コイルに 3 組のヘルムホルツ構造のコイルが必要となり、被検者は 3 組もの一次コイルを装着する必要があるがあった。特に、食道、胃、小腸、大腸など広範囲にわたって観察しようとする、装着するコイルは胸部を覆う程の大型のコイルとなり、被検体としての被検者の肉体的負担が増大するといった問題があった。また、被検者の胸部のサイズ等に応じて一次コイル対 1 1 3 a - 1 1 3 b が対向するように装着位置を調整する手間が必要になる。

本発明は上記課題に鑑みなされたもので、被検体の体腔内に導入されるカプセル型医療装置に対して、被検体外部から電力を供給する送電コイルを備え、被検体の肉体的な負担を軽減できる無線給電システムおよびその駆動方法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】

【0013】

本発明に係る無線給電システムは、被検体の体腔内に導入され、電力を受電するための受電コイルを含むカプセル型医療装置と、

前記被検体が配置される検査台と、

該検査台の外部に対向するように配置され、前記カプセル型医療装置に電力を送電するための第 1 および第 2 の送電コイルと、

該第 1 および第 2 の送電コイルを駆動するための駆動部と、

前記第 1 および第 2 の送電コイルに流す電流の位相を変える移相手段と、

前記第 1 および第 2 の送電コイルを移動する送電コイル移動手段および/または前記検査台を移動する検査台移動手段と、

を備えることを特徴とする。

【0014】

本発明に係る無線給電システムの駆動方法は、上記発明に係る無線給電システムにおける前記第 1 の送電コイルおよび第 2 の送電コイルに流す電流の位相を変化させた時の給電領域内における磁界の向きの分布データを予め格納するステップと、

該磁界の向きの分布データと前記カプセル型医療装置内の受電コイルの位置および向きの情報を参照するステップと、

該参照した結果により、前記第 1 および第 2 の送電コイルに流す電流の位相と前記カプセル型医療装置の配置位置を決定するステップと、

を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、被検体の体腔内に導入されるカプセル型医療装置に対して、被検体外

10

20

30

40

50

部から電力を供給する送電コイルを備え、被検体の肉体的な負担を軽減した無線給電システムを提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第1の実施形態)

図1から図11は、本発明の第1の実施形態に係るものである。

図1は、第1の実施の形態に係る無線給電システムの概略の構成を側面図で示し、図2は図1の主要部の平面図を示し、図3は第1の実施の形態に係るカプセル型医療装置としてのカプセル型内視鏡の内部構成を示し、図4は図3の機能的なブロック構成を示し、図5は図4における電源生成部の構成を示す。

10

先ず、図1から図5を用いて、第1の実施形態に係る無線給電システム1の構成を説明する。

図1及び図2に示すように、無線給電システム1は、被検体としての被検者2の体腔内に導入され、体腔内を光学的に観察、つまり内視鏡検査する(カプセル型医療装置としての)カプセル型内視鏡3と、被検者2が載置される検査台4とを有する。

【0017】

また、この無線給電システム1は、検査台4の例えば下側と、上側とに対向して配置され、カプセル型内視鏡3に電力を送信するための(交流磁界発生用コイルとしての)第1の送電コイル5及び第2の送電コイル6と、第1の送電コイル5及び第2の送電コイル6を駆動する駆動回路7と、第1の送電コイル5に流れる電流 i_{c1} 及び第2の送電コイル6に流れる電流 i_{c2} の位相を可変とする移相手段としての移相回路8とを備える。

20

交流磁界発生手段を形成する第1の送電コイル5と第2の送電コイル6は、図2に示すように例えば円形となるように導線が巻回されている(図2では上側に配置された第2の送電コイル6の場合のみを示しているが、下側に配置された第1の送電コイル5も同じ形状である)。

なお、導線が円形等、ループ状に巻回された面を本明細書ではコイル面と呼び、このコイル面に垂直な方向をそのコイルの軸方向と呼ぶ。また、対向して配置される第1の送電コイル5と第2の送電コイル6は、例えばヘルムホルツコイルを形成する。

【0018】

30

なお、ヘルムホルツコイルの場合に限定されるものでなく、第1の送電コイル5と第2の送電コイル6により発生する磁界の分布データを予め測定してメモリ等に格納しておけば、所望とする位置での磁界情報を取得することができる。

第1の送電コイル5と第2の送電コイル6は、円形に複数(より具体的には多数)巻回されることにより図1に示すように上下方向(図1の座標系でz軸方向)に短円筒型の形状となる。図1及び図2では、導線が巻回された様子を太い線で模式的に示している。

なお、図2では円形に巻回した形状の例で示しているが、楕円となるように巻回した楕円形状でも良いし、(正六角形或いは正八角形等)角数が多い多角形状にしても良い。このように送電コイルとしては様々な形状が可能である。

上下方向に対向して配置される第1の送電コイル5と第2の送電コイル6との間に挟まれるかたちで、x、y方向を含む水平面において長方形の検査台4が配置され、この検査台4の上には、カプセル型内視鏡3を嚙下により体腔内に導入された被検者2が載置される。

40

【0019】

第1の送電コイル5と第2の送電コイル6は、上下方向、つまりz方向に立設されたコイル支持体9に、所定の距離離間して、両コイル面が対向するように保持されている。なお、図2に示すように例えば第2の送電コイル6は、この第2の送電コイル6が巻回されて固定されたコイル固定枠に設けられた取付部10がコイル支持体9(の水平棒)に固定される。また、第1の送電コイル5も、高さが異なることを除き、同様にコイル支持体9に固定されている。

50

そして、送電コイル支持体 9 が移動されることにより、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 も共に移動する。この送電コイル支持体 9 は、例えばその下端側に設けられた送電コイル移動手段としてのコイル移動装置 11 によって x 方向、y 方向、z 方向に移動可能である。

【0020】

コイル移動装置 11 における y 方向の移動機構は、例えば図 2 に示すように送電コイル支持体 9 の下端側に形成されたラック 12 がモータ 13 の回転軸に取り付けられたピニオン 14 と噛合して形成されている。

そして、モータ 13 を回転駆動させることにより、送電コイル支持体 9 を y 方向に移動させることができる。図 2 では、y 方向の移動機構を示しているが、x, z 方向も同様の移動機構で形成することができる。なお、ラック 12 及びピニオン 14 の場合に限らず、他の移動手段によりコイル移動装置 11 を形成しても良い。

また、検査台 4 は、この検査台 4 の底面側に配置された支持脚 15 を移動可能に支持する検査台移動手段としての検査台移動装置 16 によって、x 方向、y 方向、z 方向に移動可能である。

この検査台移動装置 16 における例えば x 方向の移動機構は、例えば図 1 に示すようには、検査台 4 の支持脚 15 の下端が固定されたラック 17 がモータ 18 の回転軸に取り付けられたピニオン 19 と噛合して形成されている。そして、モータ 18 を回転駆動させることにより、支持脚 15 を x 方向に移動させ、この支持脚 15 と共に検査台 4 も移動する。y, z 方向も同様の移動機構で形成することができる。

【0021】

なお、図 1 ではコイル移動装置 11 と検査台移動装置 16 の両方設けた構成例を示しているが、必ずしも両方必要とするものでない。コイル移動装置 11 と検査台移動装置 16 のどちらか一方だけ設けるようにしても構わない。

さらには、第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 は、コイル移動装置 11 によって x 方向、y 方向に移動可能とし、検査台 4 は、検査台移動装置 16 によって、z 方向に移動可能にする構成にしても良い。

すなわち、嚙下されたカプセル型内視鏡 3 と、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 との相対位置関係を 3 次的に可変できる構成であれば良い。

また、カプセル型内視鏡 3 が被検者 2 の体腔内で移動した場合、その移動の軌跡が、図 1 における x - y 平面に沿って移動する（つまり、z 方向の座標成分がほぼ一定）と近似できる場合には、カプセル型内視鏡 3 に対して第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 の相対位置関係を x - y 平面内、つまり 2 次的に可変するようにしても良い。

【0022】

上記第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 は、駆動回路 7 によって駆動され、この駆動回路 7 には、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} の位相を可変とする移相回路 8 が設けられている。

そして、この駆動回路 7 による駆動により、図 1 に示すように第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 に対向する間の領域および、その周縁近傍を含む給電領域 21 に給電用の磁界を形成する。そして、被検者 2 の体腔内に導入されたカプセル型内視鏡 3 に設けられた受電コイル 22 を、この給電領域 21 内に存在するように制御し、受電コイル 22 に電磁誘導作用により電力の給電を行えるようにする。

給電領域 21 内に設定されるカプセル型内視鏡 3 は、例えば図 3 に示すような構成である。

【0023】

カプセル型内視鏡 3 は、両端が半球形状にされた円筒状のカプセル型容器 23 内に、撮像を行う撮像部 24 と、この撮像のための照明を行う照明部 25 と、カプセル型内視鏡 3 の位置及び方向を検出させる信号の送信を行う送信部 26 と、撮像部 24、照明部 25 及び送信部 26 を駆動及び信号処理を含む制御を行う制御部 27 と、これらを電氣的に駆動する電源を上記受電コイル 22 により受電した交流信号から生成する電源生成部 28 等が

10

20

30

40

50

配置して構成されている。

カプセル型容器 2 3 内における透明な半球カバーの中央には、撮像部 2 4 を形成する対物レンズ 2 4 a と、その結像位置に電荷結合素子 (C C D と略記)、 C M O S イメージャ等の撮像素子 2 4 b が配置され、この撮像部 2 4 の周囲に照明部 2 5 を形成する例えば複数の L E D 2 5 a が配置されている。そして、複数の L E D 2 5 a から出射される照明光は、撮像部 2 4 により撮像される視野範囲 (撮像範囲) を照明する。

【 0 0 2 4 】

また、円筒状の容器 2 3 の内面に接する如くに受電コイル 2 2 が収納されている。この受電コイル 2 2 は、円筒状の容器 2 3 の直径に近い直径を有する円筒形状のコイル枠 2 0 に導線を円筒状に巻回して形成されている。つまり、この受電コイル 2 2 は、図 1 にその概略を示すようにカプセル型内視鏡 3 (の円筒状の容器 2 3) の長手方向が受電コイル 2 2 のコイルの軸方向となっている。

また、このコイル枠 2 0 には、送信部 2 6 により送信するための例えば 2 つの送信コイル 2 6 a、2 6 b が (円筒状の容器 2 3 の長手方向に離間して) 設けられている。

【 0 0 2 5 】

なお、図 3 において受電コイル 2 2 は、空芯コイルの例で示しているが、フェライトコア等の磁性体コアを内側に配置しても良い。

図 4 は図 3 の概略の機能ブロックを示す。電源生成部 2 8 により生成された電源は、撮像部 2 4、照明部 2 5、送信部 2 6、及び制御部 2 7 に供給される。

【 0 0 2 6 】

そして、制御部 2 7 は、照明部 2 5 を形成する L E D 2 5 a、撮像部 2 4 を形成する撮像素子 2 4 b の駆動、送信部 2 6 による送信を制御する。また、撮像素子 2 4 b により撮像された撮像信号は、制御部 2 7 内の信号処理部 2 7 a で信号処理され、信号処理により生成された画像データは、制御部 2 7 内の例えばメモリ 2 7 b に格納される。

また、送信部 2 6 は、例えば一定の周期で、所定の周波数の送信信号を送信コイル 2 6 a および 2 6 b から送信する。なお、送信コイル 2 6 a および 2 6 b から送信信号を送信する場合、互いに異なる周波数で同時に送信するようにしても良いし、同じ周波数で順次送信するようにしても良い。

また、送信コイル 2 6 a および 2 6 b の位置を検出させるために送信するだけでなく、撮像部 2 4 で撮像した画像情報も送信するようにしても良い。

【 0 0 2 7 】

上記送信信号は、図 1 に示すように少なくとも被検者 2 の外部の所定位置に配置された、位置及び向き (方向) 検出手段としての体外装置 3 1 により、受信される。

この体外装置 3 1 は、送信コイル 2 6 a、2 6 b からの送信信号を受信して、その位置を検出する位置検出部 3 1 a を有する。この位置検出部 3 1 a は、複数の検出コイルにより形成され、複数の検出コイルにより検出された送信信号の強度及びその位相情報から 2 つの送信コイル 2 6 a、2 6 b の位置を検出する。なお、この位相情報は、位置検出部 3 1 a と送信コイル 2 6 a あるいは 2 6 b までの距離に相当し、複数の位置で各位相情報を検出することにより、送信コイル 2 6 a および 2 6 b の 3 次元位置が確定する。

また、2 つの送信コイル 2 6 a、2 6 b の両位置の差の線分の方向が、カプセル型内視鏡 3 の円筒の長手方向 (或いは受電コイル 2 2 の軸方向) の向きとなる。

【 0 0 2 8 】

このようにして、2 つの送信コイル 2 6 a、2 6 b の位置の検出により、カプセル型内視鏡 3 の位置と共に、その長手方向の向き (換言すると、受電コイル 2 2 の位置及びその軸方向) を算出することができる。従って、この体外装置 3 1 は、カプセル型内視鏡 3 (又は受電コイル 2 2) の位置情報及び向き情報算出部 3 1 b の機能を有する。なお、位置検出部 3 1 a が位置及び向きの情報を検出するとみなすことができる。

そして、この体外装置 3 1 による位置情報及び向き情報を用いて、制御装置 3 2 は、後述する実施形態のように、受電コイル 2 2 により効率良く給電できるようにコイル移動装置 1 1 および / または検査台移動装置 1 6 の移動制御と駆動回路 7 の移相回路 8 の制御を

10

20

30

40

50

行うことが可能になる。

【 0 0 2 9 】

なお、位置情報及び向き情報を用いて、ユーザが制御装置 3 2 に設けられた操作部 3 2 a を操作して、コイル移動装置 1 1 および / または検査台移動装置 1 6 の移動制御と駆動回路 7 の移相回路 8 の制御を行うようにしても良い。

図 5 は、電源生成部 2 8 の構成を示す。

この電源生成部 2 8 は、上記第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 により発生された交流磁界から電磁誘導作用で電力を受電するための受電コイル 2 2 と、共振回路を構成するために受電コイル 2 2 と並列接続された共振用コンデンサ 2 8 a と、受電コイル 2 2 の両端に発生する交流信号を整流する整流回路 2 8 b とを有する。

10

【 0 0 3 0 】

また、この整流回路 2 8 b は、整流した直流電力を蓄える例えばコンデンサを備えている。なお、コンデンサの代わりに二次電池を採用しても良い。

整流回路 2 8 b の直流電力は、カプセル型内視鏡 3 内の機能回路部 3 0 の駆動電力となる。機能回路部 3 0 は、図 4 における撮像部 2 4 , 照明部 2 5 , 送信部 2 6 , 制御部 2 7 となる。

また、前記受電コイル 2 2 と共振用コンデンサ 2 8 a とからなる共振回路の共振周波数を第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 から発せられる交流磁界の周波数と等しくすることにより、効率的な給電が行われる。

カプセル型内視鏡 3 内部に配置された受電コイル 2 2 の軸方向は、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 により生成された交流磁界の向きと一致したときに、最良の受電効率が得られる。

20

【 0 0 3 1 】

逆に、受電コイル 2 2 の軸方向が、前記第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 から発せられた交流磁界の向きと直交したときには、受電ができなくなる。すなわち、送電コイル 2 2 の軸方向の変化、言い換えると、カプセル型内視鏡 3 の向きの変化に応じて、前記第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 から発せられた交流磁界の向きを変化させる必要がある。

次に図 6 ~ 図 1 1 を用いて第 1 の実施形態における無線給電システム 1 の動作を説明する。

30

図 6 は、2 つの送電コイル 5 , 6 に流れる同相電流とした場合のその電流の状態を示し、図 7 は図 6 の同相電流とした場合に 2 つの送電コイル 5 , 6 で発生される磁界および合成磁界の状態を示す。

なお、図 7 (A) は、側方 (y 方向) から見た場合の合成磁界などの様子を示し、図 7 (B) は、第 2 の送電コイル 6 の上方 (z 方向) から見た場合の合成磁界を示す。

【 0 0 3 2 】

図 8 は 2 つの送電コイル 5 , 6 に流れる逆相電流とした場合のその電流の状態を示し、図 9 は図 8 の逆相電流とした場合に 2 つの送電コイル 5 , 6 で発生される磁界の状態を示し、図 1 0 は、2 つの送電コイル 5 , 6 のコイル面からの距離が異なる x - y 平面上に発生する合成磁界を示し、図 1 1 は 2 つの送電コイルにおける移相差を変化した場合に発生する合成磁界を示す。

40

まず、交流磁界発生用の第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} を図 6 に示すよう、同相電流とした場合について説明する。

この場合、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 によって発せられる給電領域 2 1 内の合成磁界の向きは、図 7 に示すように、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 の軸方向に平行な z 方向の成分が主となる。

【 0 0 3 3 】

従って、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 2 2 の軸が z 方向を向いている時に、効率的な受電が可能になる。逆に言えば、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 2 2 の軸が z 方向を向いている時には、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に

50

流れる電流 i_{c2} を同相電流とすることで、効率的な給電状態とすることが可能となる。

このため、体外装置 31 によりカプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 22 の軸が z 方向を向いていることを (体外装置 31 により) 検出した場合には、制御装置 32 は、カプセル型内視鏡 3 が給電領域 21 内に存在するように、コイル移動装置 11 および / または検査台移動装置 16 の移動制御を行い、かつ駆動回路 7 の移相回路 8 を同相電流の状態となるように制御すると良い。

【0034】

この場合、図 1 に示すような第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 によれば、口腔よりその深部側に導入されたカプセル型内視鏡 3 が体腔内から排出されるまで、その給電領域 21 内に常時存在するため、この状態においては、単に移相回路 8 を同相電流の状態となるように制御すれば、高い給電を行うことができる。

次に、交流磁界発生用の第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} を図 8 に示すように、逆相電流とした場合について説明する。

この場合、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 によって生成される合成磁界の向きは、図 9 のようになる。なお、図 9 (A) は、側方 (y 方向) から見た場合の合成磁界などの様子を示し、図 9 (B) は上方 (z 方向) から見た場合の合成磁界を示す。

【0035】

第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 の 2 つのコイル面から等しい距離にある $x-y$ 平面上での合成磁界は、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 の軸中心から $x-y$ 平面に沿った放射状の方向成分を持ち、しかも、コイル端面 (つまり円形部分) 付近において磁界強度が高くなる。図 9 (A) では、コイル端面付近において磁界強度が高くなる位置で、かつその合成磁界により効率良く (受電コイル 22 に) 給電できる向きに設定された状態のカプセル型内視鏡 3 を示している。

従って、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 22 の軸方向が、例えば x 方向を向いている時には、カプセル型内視鏡 3 が第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 の x 軸方向端部の (中心) 付近、あるいは $-x$ 軸方向端部の (中心) 付近に配置されるよう、図 1 に示した制御装置 32 によりコイル移動装置 11 を移動制御して、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を移動させることにより、カプセル型内視鏡 3 への効率的な給電が可能となる。

【0036】

なお、図 9 (B) において、第 2 の送電コイル 6 の x 軸方向端部の (中心) 付近の座標位置を x_e 、 $-x$ 軸方向端部の (中心) 付近の座標位置を $-x_e$ で示している。

また、同様に、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 22 の軸方向が、例えば y 軸方向を向いている時には、カプセル型内視鏡 3 が第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 の y 軸方向端部の (中心) 付近、あるいは $-y$ 軸方向端部の (中心) 付近に配置されるよう、図 1 に示した制御装置 32 によりコイル移動装置 11 を移動制御して、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を移動させることにより、カプセル型内視鏡 3 への効率的な給電が可能となる。

また、受電コイル 22 の軸方向が、 $x-y$ 平面内の任意の方向にある場合は、その方向に平行な磁界が発生している位置に、カプセル型内視鏡 3 側を移動 (つまり検査台移動装置 16 を移動) させたり、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 側を移動 (つまりコイル移動装置 11 を移動) させることで、最適な給電が可能となり、この最適な給電が可能位置を最適な位置という。

【0037】

このように、検査台移動装置 16 側を移動して、カプセル型内視鏡 3 を第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 に対して (最適な給電ができる) 最適な位置に誘導するようにしても良いし、コイル移動装置 11 を移動して、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 に対して最適な位置に誘導するようにしても良い。或いは、両方の移動装置を移動して、カプセル型内視鏡 3 を第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 に対して最適な位置に誘導しても構わない。

10

20

30

40

50

以上、説明したように、交流磁界発生用の第1の送電コイル5に流れる電流 i_{c1} と第2の送電コイル6に流れる電流 i_{c2} の位相を同相もしくは逆相に切換えることにより、 x 方向成分、 y 方向成分、 z 方向成分の少なくとも一つの磁界方向成分をもつポイントが給電領域21内に存在することになる。

【0038】

図9では、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に逆相の電流が流れている場合の、2つのコイル面から等しい距離にある $x-y$ 平面上での磁界の向きを示した。

2つのコイル面から等しい距離にある $x-y$ 平面上では z 方向の磁界成分は発生しない。しかし、図10に示すように、2つのコイル面からの距離が異なる $x-y$ 平面上、例えば、 $A-A$ 平面上、 $B-B$ 平面上では、 z 方向の磁界成分が発生し、しかも、給電領域21内の場所により z 方向の成分の大きさが異なる。

従って、カプセル型内視鏡3内の受電コイル22の軸方向が、 z 方向と一致しない場合、または $x-y$ 平面と平行でない場合においても、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6を移動させることにより、受電コイル22の軸方向と交流磁界の向きを合わせる事が可能であり、効率的な受電が可能となる。

【0039】

カプセル型内視鏡3が体腔内に導入された被検者2を移動させ、受電コイル22の軸方向と交流磁界の向きを合わせても、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6と被検者2の両方を移動させ受電コイル22の軸と交流磁界の向きを合わせても良い。

ここまでは、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流れる電流が、同相もしくは逆相の場合について説明してきた。

図11は、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流れる電流の位相を除々に変化させた時に、給電領域21内の $x-z$ 平面上のあるポイントでの合成磁界の向きの変化を表した図である。

電流の位相差が0度の時は、 z 方向の磁界成分が支配的であるが、位相差を大きくしていくと x 方向の成分が発生し、位相差180度においては、 x 方向の成分が支配的となる。

【0040】

即ち、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流れる電流の位相を可変することで、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6から発せられる交流磁界の向きを制御できる。

従って、第1の送電コイル5と第2の送電コイル6および/または被検者2の移動と、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流れる電流の位相を可変することとの併用により、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6によって生成される交流磁界の方向とカプセル型内視鏡3内の受電コイル22の軸方向とを一致させることが可能である。

以上説明したように、本実施形態における無線給電システム1は、被検者2の外部に2つの第1の送電コイル5と第2の送電コイル6とを対向するように配置し、前記カプセル型内視鏡3内の受電コイル22の位置および向きに基づき、第1の送電コイル5と第2の送電コイル6に流れる電流の位相の調整、および前記第1の送電コイル5および第2の送電コイル6の移動および/または検査台4の移動を行うことによって、受電コイル22の位置および向きが変化しても、言いかえると、カプセル型内視鏡3の位置および向きが変化してもカプセル型内視鏡3への電力供給を可能とするものである。

【0041】

従来技術では3組のヘルムホルツ構造のコイルを被検体が装着する必要があったのに対し、本実施形態における無線給電システム1においては、被検者2は装着の必要が無い1組のヘルムホルツ構造のコイルを用いて、カプセル型内視鏡3の位置および向きが変化しても、カプセル型内視鏡3への電力供給を可能にするものであり、被検者2の肉体的な負担を軽減した無線給電システム1を提供できるという効果を有する。

また、胴部などのサイズ等が異なる被検者2の場合にも、コイル支持体9に固定された

第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 を共通して利用でき、従来技術における対となるコイルの装着位置を調整する手間が不要となり、操作性が向上する。

なお、図示していないが、第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 に共振用コンデンサを接続することにより共振回路を構成し、前記共振回路の共振周波数にて第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を共振駆動させても良い。

【 0 0 4 2 】

(第 2 の実施形態)

次に第 2 の実施形態について説明する。ここでは、第 1 の実施形態における、移相回路 8 が、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} を同相または逆相に切替える位相反転回路である場合についての無線給電システムの具体的構成を説明する。

図 1 2 および図 1 3 を用いて、本実施形態について説明する。

図 1 2 において、交流磁界発生用の第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を回路図記号で表しているが、これらは、図 1 と同様に、それぞれが対向するように配置されている。

また、図 1 等で説明したように第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 に挟まれるかたちで、(図 1 2 及び図 1 3 では示していない)検査台 4 が配置され、さらに、この検査台 4 の上には、カプセル型内視鏡 3 を嚙下した被検者 2 が配置されているものとする。

【 0 0 4 3 】

交流磁界発生用の第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を駆動する駆動回路 7 は、発生させる交流磁界の周波数の基準となる交流信号を発生する発振回路部 4 1 と、発振回路部 4 1 から発せられた交流信号を受け、駆動のタイミング調整を行うタイミング調整部 4 2 と、前記第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 に電流を流す駆動部 4 3 と、前記第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} の位相を前記第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と同相もしくは逆相に切り換える位相反転回路 4 4 を有している。

位相反転回路 4 4 は、2 つのスイッチ $SW1$ および $SW2$ により構成されている。また、第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 は、位相反転回路 4 4 を介して直列接続されている。図 1 2 においては、スイッチ $SW1$ および $SW2$ はそれぞれ、端子 a 側、端子 c 側が ON (選択) となるように投入されている。

【 0 0 4 4 】

第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} は、駆動部 4 3 の一方の出力端子 N 1 から、第 2 の送電コイル 6 の端子 $N(L2-1)$ 、第 2 の送電コイル 6 の端子 $N(L2-2)$ 、第 1 の送電コイル 5 の端子 $N(L1-1)$ 、第 1 の送電コイル 5 の端子 $N(L1-2)$ を経由し、駆動部 4 3 の他方の出力端子 N 2 への経路で流れる。

従って、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} は、図 6 と同様な同相電流となり、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 によって発生される給電領域 2 1 内の合成磁界の向きは、第 1 の実施形態で説明した図 7 と同じになる。

従って、第 1 の実施形態と同様に、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 2 2 の軸が z 方向を向いている時には、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} を同相電流とすることで、効率的な給電状態とすることが可能となる。

【 0 0 4 5 】

一方、図 1 3 は、図 1 2 における位相反転回路 4 4 の状態を変えたものである。具体的には、位相反転回路 4 4 内のスイッチ $SW1$ および $SW2$ は、それぞれ端子 b 側、端子 d 側が ON となるように投入されている。

第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} は、駆動部 4 3 の一方の出力端子 N 1 から、第 2 の送電コイル 6 の端子 $N(L2-2)$ 、第 2 の送電コイル 6 の端子 $N(L2-1)$ 、第 1 の送電コイル 6 の端子 $N(L1-1)$ 、第 1 の送電コイル 6 の端子 $N(L1-2)$ を経由し、駆動部 4 3 の他方の出力端子 N 2 への経路で流れる

10

20

30

40

50

すなわち、図 12 で説明した電流の経路とは、第 2 の送電コイル 6 の端子 N(L 2 - 1) と N(L 2 - 2) が入れ替わっており、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} は、図 8 と同様に、逆相の電流となる。

【0046】

この場合、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 によって発せられる合成磁界の向きは、第 1 の実施形態で説明した図 9 および図 10 と同じになる。

第 1 の実施形態と同様に、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を移動させることにより、受電コイル 22 の軸方向と交流磁界の向きを合わせる（或いは平行にする）事が可能であり、効率的（最適）な受電が可能となる。

カプセル型内視鏡 3 が体腔内に導入された被検者 2 を移動させ、受電コイル 22 の軸方向と交流磁界の向きを合わせても良いし、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 側と、被検者 2 側の両方を移動させて、受電コイル 22 の軸方向と交流磁界の向きを合わせても良い。

【0047】

以上説明したように、本実施形態における無線給電システムは、被検者 2 の外部に 2 つの第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 とを対向するように配置し、第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 を位相反転回路 44 を介して直列接続している。

そして、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 22 の位置および向きの情報に基づき、第 1 および第 2 の送電コイルの移動および/または、検査台 4 の移動と、第 2 の送電コイルに流す電流の位相と前記第 1 の送電コイルに流す電流の位相を、位相反転回路 44 により、同相もしくは逆相に切り替えることによって、受電コイル 22 の位置および向きが変化しても、言いかえると、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化してもカプセル型内視鏡 3 への電力供給を可能とするものである。

【0048】

従来技術では 3 組のヘルムホルツ構造のコイルを被検者が装着する必要があったのに対し、本実施形態における無線給電システムにおいては、被検者 2 は装着の必要が無い 1 組のヘルムホルツ構造のコイルを用いて、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化しても、カプセル型内視鏡 3 への電力供給を可能にするものであり、被検者 2 の肉体的な負担を軽減した無線給電システムを提供できるという効果を奏する。また、第 1 の実施形態で述べたように従来技術に比較して操作性を向上できる。

なお、位相反転回路 44 は、電流の経路を切り換えることができれば良く、電気接点を有する機械式スイッチを用いても、半導体を用いた電子スイッチを用いても良い。

また、図示していないが、第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 に共振用コンデンサを接続することにより共振回路を構成し、この共振回路の共振周波数にて第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を共振駆動させても良い。

【0049】

(第 3 の実施形態)

次に図 14 を参照して、本発明の第 3 の実施形態について説明する。ここでは、第 2 の実施形態と同様に、第 1 の実施形態における移相回路 8 が、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} を同相または逆相に切替える位相反転回路 44 である場合についての無線給電システムの具体的構成を説明する。

図 14 において、交流磁界発生用の第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を回路図記号であらわしているが、これらは図 1 と同様に、それぞれが対向するように配置されている。

また、図 1 等で説明したように第 1 の送電コイル 5 と第 2 の送電コイル 6 に挟まれるかたちで、（図 14 では示していない）検査台 4 が配置され、さらに、この検査台 4 の上には、カプセル型内視鏡 3 を嚙下した被検者 2 が配置されているものとする。

【0050】

交流磁界発生用の第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を駆動する駆動回路 7

は、発生させる交流磁界の周波数の基準となる交流信号を発生する発振回路部 4 1 と、発振回路部 4 1 から発せられた交流信号を受け、第 1 の送電コイル 5 の駆動のタイミング調整を行うタイミング調整部（図 1 4 中では T 調整と略記）4 2 a と、第 1 の送電コイル 5 に電流を流す第 1 の駆動部 4 3 a と、第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} の位相を前記第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と同相もしくは逆相に切り換える位相反転回路 4 4 と、第 2 の送電コイル 6 の駆動のタイミング調整を行うタイミング調整部 4 2 b と、第 2 の送電コイル 6 電流を流す第 2 の駆動部 4 3 b を有している。

ここで、位相反転回路 4 4 は、具体的には Exclusive Or 回路（排他的論理和回路）4 4 a で構成されている。この Exclusive Or 回路 4 4 a の一方の端子には、発振回路部 4 1 から発せられた交流信号が入力され、他方の端子は位相制御端子 4 6 に接続されている。

10

【0051】

位相制御端子 4 6 がローレベルに設定された場合、位相反転回路 4 4 は、発振回路部 4 1 から発せられた交流信号と同位相の信号を出力する。逆に、位相制御端子 4 6 がハイレベルに設定された場合、位相反転回路 4 4 は、発振回路部 4 1 から発せられた交流信号を反転させ、逆位相の信号を出力する。

すなわち、位相制御端子 4 6 をローレベルにすると、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} は、図 6 と同様な同相電流となり、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 によって発生される給電領域 2 1 内の合成磁界の向きは、第 1 の実施形態で説明した図 7 と同じになる。

20

上記位相制御端子 4 6 のレベルは、図 1 で示した体外装置 3 1 からカプセル型内視鏡 3 の位置及び向きの情報がされる制御装置 3 2 により制御される。

【0052】

従って、第 1 の実施形態と同様に、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 2 2 の軸方向が z 軸方向を向いている時には、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} を同相電流とすることで、効率的な給電状態とすることが可能となる。

逆に、位相制御端子 4 6 をハイレベルにすると、第 1 の送電コイル 5 に流れる電流 i_{c1} と第 2 の送電コイル 6 に流れる電流 i_{c2} は、図 8 と同様に、逆相の電流となる。この場合、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 によって発生される合成磁界の向きは、第 1 の実施形態で説明した図 9 および図 1 0 と同じになる。

30

本実施例によれば、位相反転回路 4 4 の構成は、第 2 の実施形態で説明した構成とは異なるものの、第 2 の実施形態と同じ交流磁界を発生させることが出来る。

【0053】

したがって、本実施形態においても、カプセル型内視鏡 3 内の受電コイル 2 2 の位置および向きの情報に基づき、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 の移動および/または検査台 4 の移動と、第 2 の送電コイルに流す電流の位相と第 1 の送電コイルに流す電流の位相を、位相反転回路 4 4 により、同相もしくは逆相に切り替えることによって、受電コイル 2 2 の位置および向きが変化しても、言いかえると、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化してもカプセル型内視鏡 3 への電力供給を可能とするものである。

40

本実施形態における無線給電システムにおいては、1 組のヘルムホルツ構造のコイルを用いて、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化しても、カプセル型内視鏡 3 への電力供給を可能にするものであり、被検者 2 の肉体的な負担を軽減した無線給電システムを提供できるという効果を奏する。また、第 1 の実施形態で述べたように従来技術に比較して操作性を向上できる。

【0054】

さらに、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 をそれぞれ別々の駆動部で駆動するため、より低電圧での駆動が可能となる利点を有する。

本実施形態の説明においては、位相反転回路 4 4 が第 2 の送電コイル 6 を駆動する側に設けられている例について説明したが、位相反転回路 4 4 は第 1 の送電コイル 5 を駆動す

50

る側に設けられていても良いし、第2の送電コイル6側と第1の送電コイル5側の両方に設けられていても良い。

さらに、位相反転回路44は、Exclusive Or回路44aの場合にかぎらず、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流れるコイル電流を同相または逆相に切り替え可能な回路構成であれば良い。

また、図示していないが、第1の送電コイル5と第2の送電コイル6のそれぞれに共振用コンデンサを接続することにより共振回路を構成し、前記共振回路の共振周波数にて第1の送電コイル5および第2の送電コイル6を共振駆動させても良い。

【0055】

(第4の実施形態)

次に、図15及び図16を参照して、本発明の第4の実施形態について説明する。本実施形態は、第1の実施形態、第2の実施形態および第3の実施形態に係る無線給電システムの駆動方法に関するものである。

図15は本実施形態に係る無線給電システム1の駆動方法について説明する図である。

図15に示す無線給電システム1の構成は、図1に示した無線給電システム1と殆ど同じ構成であり、図15においてはその駆動方法の内容を主体として示している。

図15に示すように、カプセル型内視鏡3が体腔内に導入された被検者2は、検査台4の上に載置される。また、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6は、被検者2を挟み込むように対向配置されている。

また、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6は、コイル移動装置11によりx方向、y方向、z方向に移動可能としてある。

【0056】

また、検査台4は、検査台移動装置16によりx方向、y方向、z方向に移動可能としてある。

また、図1に示した例えば体外装置31は、図15に示すように磁界データ格納部51を有し、この磁界データ格納部51は、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流す電流の位相を変化させた場合の給電領域21内の磁界の向きの分布データを予め格納している。例えば、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流す電流の位相を例えば数度～10度程度の位相差ステップで順次大きく変化させた場合に給電領域21内の各位置で発生する磁界の向きの分布データを測定して、その分布データを磁界データ格納部51に格納する。

そして、本実施形態による無線給電システム1の駆動方法は、この分布データを用いて図16に示すような処理手順で無線給電システム1を駆動する。

図16に示すように最初のステップS1として、上記のように磁界データ格納部51に、給電領域21内の磁界の向きについての分布データを予め格納する。

【0057】

このステップS1は、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6がコイル支持体9に取り付けられていて、その取付状態が変更されない場合には、前回に格納された向きの分布データを採用することもできる。そのような場合には、このステップS1を省くようにしても良い。

そして次のステップS2に示すように体外装置31(或いは体外装置31内の位置検出部31a)は、カプセル型内視鏡3内に離間して配置された2つの送信コイル26a、26bから送信信号を受信して、両位置を検出することにより、カプセル型内視鏡3の位置およびその長手方向の向き(つまり受電コイル22の位置及び(その軸の)向き)の情報を出力する。

そして、体外装置31は、磁界データ格納部51の向きの分布データと、カプセル型内視鏡3の位置及び向きの情報を制御装置32に出力する。

制御装置32は、ステップS3に示すように取得されたカプセル型内視鏡3内に配置された受電コイル22の位置及び向きの情報と、磁界データ格納部51に格納された給電領域21内の磁界の向きの分布データを参照する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

そして、制御装置 3 2 は、ステップ S 4 に示すようにその参照した結果により最適、又は最適に近い駆動条件（或いは駆動情報）を決定する。

この場合、制御装置 3 2 は、例えばカプセル型内視鏡 3 の位置及び向きの情報における、その位置のカプセル型内視鏡 3 に対して、その向きと平行な向きの合成磁界を印加できるように駆動条件を決定する。

そして、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 に流す電流の位相を決定する。

さらに、制御装置 3 2 は、カプセル型内視鏡 3 を、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 により発生される給電領域 2 1 内のどの位置に配置するかを目標とする配置位置を（配置位置決定情報として）決定する。

制御装置 3 2 は、次のステップ S 5 に示すように決定した駆動条件、つまり第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 に流すコイル電流の位相を決定した位相決定情報に基づくコイル電流位相情報を移相回路 8 に送り、その位相を（位相決定情報の位相となるように）制御する。

【 0 0 5 9 】

また、制御装置 3 2 は、ステップ S 6 に示すように決定した駆動条件、つまり給電領域 2 1 内でのカプセル型内視鏡 3 を目標の配置位置に設定する情報に基づき、コイル移動装置 1 1 にコイル移動量情報を伝達する。そして、コイル移動量情報を受けて、コイル移動装置 1 1 は、カプセル型内視鏡 3 が給電領域 2 1 内の目標とする配置位置に設定されるよう、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を移動させる。

この場合、制御装置 3 2 は、決定した給電領域 2 1 内でのカプセル型内視鏡 3 の配置位置に基づき、検査台移動装置 1 6 に検査台移動量情報を伝達し、検査台移動装置 1 6 はカプセル型内視鏡 3 が給電領域 2 1 内の目標とする配置位置に設定されるよう、検査台 4 を移動してもよい。

【 0 0 6 0 】

さらには、コイル移動量情報と検査台移動量情報の両方により、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 と、検査台 4 を移動し、カプセル型内視鏡 3 が給電領域内の所望の位置に配置されるようにしても良い。

そして、ステップ S 6 の処理を行った後、ステップ S 2 に戻る。このようにして、カプセル型内視鏡 3 が被検者 2 内において移動した場合にも、その移動したカプセル型内視鏡 3 の位置及び向き情報が検出されてステップ S 2 からステップ S 6 の処理が繰り返されることになる。

なお、上述したようにステップ S 6 の処理を行う場合、コイル移動装置 1 1 による第 1 の送電コイル 5 及び第 2 の送電コイル 6 の移動または検査台移動装置 1 6 による検査台 4 の移動のいずれでも良いが、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 を移動させる場合に必要となる消費電力が、被検者 2 が載置される検査台 4 を移動させる場合よりも小さくできるような場合には、前者のみの移動制御を行うようにしても良い。

【 0 0 6 1 】

また、通常は、一方のみを移動させる方が、両方を移動させる場合よりも制御が容易となるので、一方のみを移動させるようにしても良い。

上記のように、両移動装置における少なくとも一方の移動制御を行うことにより、被検者 2 内に導入されたカプセル型内視鏡 3 が、体腔内で移動した場合においても、カプセル型内視鏡 3 の受電コイル 2 2 に適切に給電できる状態に設定することが出来る。

本実施形態における無線給電システムの駆動方法においては、被検者 2 内部におけるカプセル型内視鏡 3 の位置や向きに応じて、第 1 の送電コイル 5 および第 2 の送電コイル 6 は最適な向きの磁界を発生させることができ、カプセル型医療装置としてのカプセル型内視鏡 3 の安定した動作を実現出来る効果を奏する。

また、第 1 の実施形態で述べたように従来技術に比較して被検体の肉体的な負担を軽減でき、かつ操作性を向上できる。

【 0 0 6 2 】

(第5の実施形態)

次に、図17および図18を参照して、本発明の第5の実施形態について説明する。本実施形態は、第4の実施形態と同様に、第1の実施形態、第2の実施形態および第3の実施形態に係る無線給電システムの駆動方法に関するものである。

図17は本実施形態における無線給電システムの駆動方法について説明する図である。

磁界データ格納部51には、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流す電流の位相を変化させた場合の給電領域21内の磁界の向きについての分布データの他に、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流す電流の位相を変化させた場合の給電領域21内の磁界の強度の分布データが予め格納されている。

第4の実施形態では磁界の向きの分布データを用いていたが、本実施形態ではさらに磁界の強度の分布データを用いる。この場合には、上記のように第1の送電コイル5および第2の送電コイル6に流す電流の位相(位相差)を変化させた場合、合成磁界の向きのデータと共に、合成磁界の強度(大きさ)のデータも測定などにより取得する。

【0063】

第4の実施形態と同様に、磁界データ格納部51に格納された給電領域内の磁界の向きについての分布データは、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6のコイル電流の位相の決定、給電領域21内のカプセル型内視鏡3の配置位置の決定に用いられる。

ここで、決定された第1の送電コイル5および第2の送電コイル6のコイル電流の位相情報および、給電領域21内のカプセル型内視鏡3の位置情報から、磁界データ格納部51に格納された給電領域21内の磁界の向き及び強度の分布データを参照し、第1の送電コイル5および第2の送電コイル6の最適なコイル電流量を決定する。

決定された最適なコイル電流量は、コイル電流量情報として駆動部43に伝達される。駆動回路7を構成する駆動部43はコイル電流量情報に基づき、送電コイル5および第2の送電コイル6のコイル電流を制御する。

【0064】

本実施形態における駆動方法は、図18に示すような駆動処理となる。図18に示す処理内容は、上述した図16に示した駆動方法に類似しているため、この図16と異なる部分のみを説明する。

最初のステップS11は、ステップS1における向きの分布データの代わりに向き及び強度の分布データに読み替えた内容となる。次のステップS12は、ステップS2と同じである。次のステップS13は、ステップS1の場合と同様に向きの分布データの代わりに向き及び強度の分布データに読み替えた内容となる。

次のステップS14は、ステップS4における電流の位相を電流の位相およびコイル電流量(電流量と略記)に読み替えた内容となる。

【0065】

次のステップS15はステップS5の移相決定情報で移相回路を制御する他に、電流量情報に基づき、駆動部を制御して送電コイル5および第2の送電コイル6の電流を制御する。

そして、(ステップS6と同じ)次のステップS16に進み、このステップS16の後、ステップS12に戻る。

本実施形態による無線給電システムの駆動方法においては、カプセル型内視鏡3が必要とする電力よりも過大な電力を供給することなく、また、過少な電力を供給することもないため、カプセル型医療装置の安定した動作を実現出来るとともに、効率的な無線給電が実現できる効果を奏する。

また、第1の実施形態で述べたように従来技術に比較して被検体の肉体的な負担を軽減でき、かつ操作性を向上できる。

【0066】

なお、給電領域21内の分布データを取得する場合、給電領域21の全領域の場合に限らず、その一部の領域とした場合も含む。前述したように体腔内のカプセル型内視鏡3の移動軌跡として、略水平面に沿って移動すると近似することができる場合がある。このよ

10

20

30

40

50

うな場合には、例えば第1の送電コイル5と第2の送電コイル6から等距離、つまり、第1の送電コイル5と第2の送電コイル6との間の中央付近に沿ったx-y平面を含む狭い領域のみの分布データで済ますことができる。

以上の実施形態において説明した無線給電システムは、被検体内の画像情報、ペーハー(PH)情報、温度情報、圧力情報などの情報を取得するためのカプセル型医療装置への適用やカプセル型消化器液採取装置、カプセル型治療装置など体内に導入されるカプセル型医療装置へ幅広く適用可能である。

【産業上の利用可能性】

【0067】

体腔内に導入される医療行為を行うためのカプセル型医療装置に対して、体外から無線で電力を供給する。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る無線給電システムの概略の構成を示す図。

【図2】図1を上方から見た主要部の構成を示す図。

【図3】本発明の第1の実施形態に係るカプセル型内視鏡の構成を示す図。

【図4】図3の機能的な構成を示すブロック図。

【図5】図4における電源生成部の構成を示す図。

【図6】本発明の第1の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルに流れる電流の状態を示す図。

【図7】本発明の第1の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルにて発生される磁界の状態を示す図。

【図8】本発明の第1の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルに流れる電流の状態を示す図。

【図9】本発明の第1の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルにて発生される磁界の状態を示す図。

【図10】本発明の第1の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルにて発生される磁界の状態を示す図。

【図11】本発明の第1の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルにて発生される磁界の状態を示す図。

【図12】本発明の第2の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルを回路図記号で示した図。

【図13】本発明の第2の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルを回路図記号で示した図。

【図14】本発明の第3の実施形態に係る無線給電システムの交流磁界発生用のコイルを回路図記号で示した図。

【図15】本発明の第4の実施形態における無線給電システムの駆動方法の内容の説明図。

【図16】本発明の第4の実施形態における無線給電システムの駆動方法の処理内容を示すフローチャート。

【図17】本発明の第5の実施形態における無線給電システムの駆動方法の内容の説明図。

【図18】本発明の第5の実施形態における無線給電システムの駆動方法の処理内容を示すフローチャート。

【図19】従来技術における一次コイルの配置を示す図。

【図20】従来技術における一次コイルにより発生する磁界の方向を示す図。

【図21】従来技術における電源装置の構成を示す図。

【符号の説明】

【0069】

1...無線給電システム、2...被検体、3...カプセル型内視鏡、4...検査台、5...第1の送

10

20

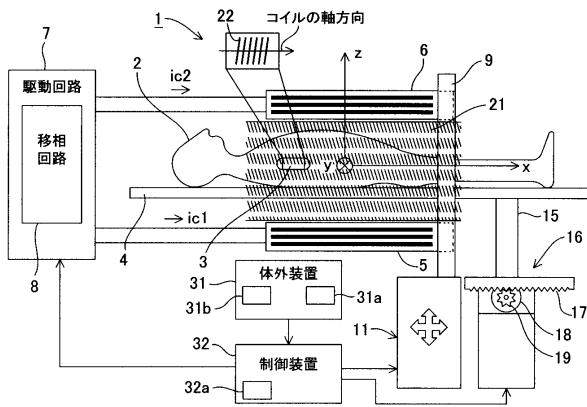
30

40

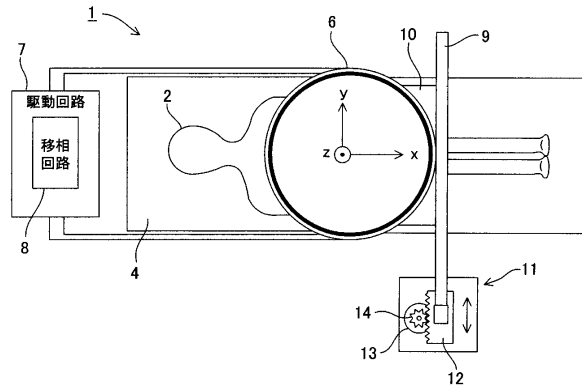
50

電コイル、6 ... 第2の送電コイル、7 ... 駆動回路、8 ... 移相回路、9 ... コイル支持体、1
 1 ... コイル移動装置、13 ... モータ、16 ... 検査台移動装置、18 ... モータ、21 ... 給電
 領域、22 ... 受電コイル、23 ... 容器、24 ... 撮像部、25 ... 照明部、26 ... 送信部、2
 7 ... 制御部、28 ... 電源生成部、31 ... 体外装置、31a ... 位置検出部、32 ... 制御装置
 、41 ... 、41 ... 発信回路部、43 ... 駆動部、44 ... 位相反転回路、44a ... 排他的論理
 和回路、51 ... 磁界データ格納部

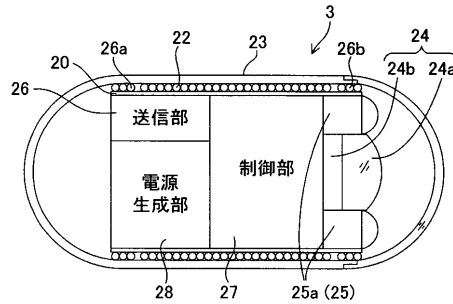
【図1】



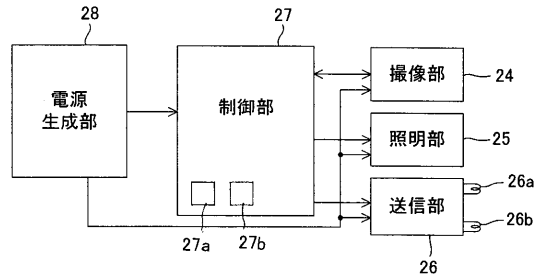
【図2】



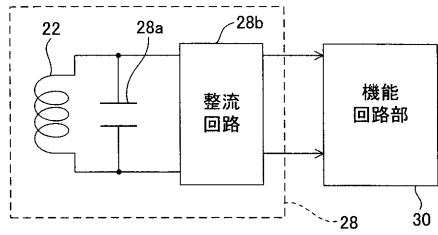
【図3】



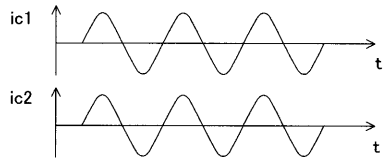
【図4】



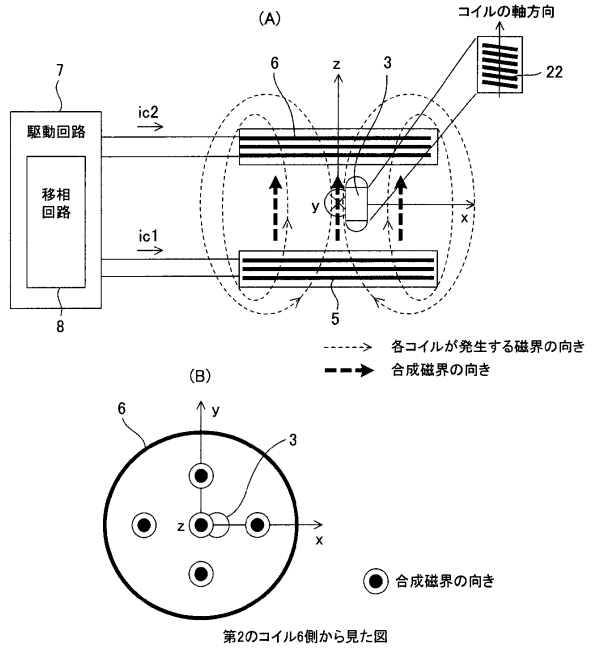
【図5】



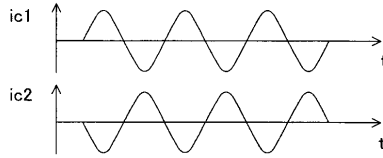
【図6】



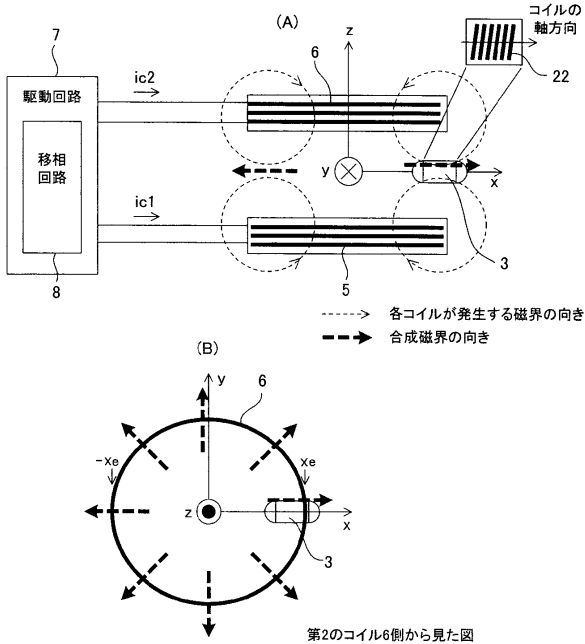
【図7】



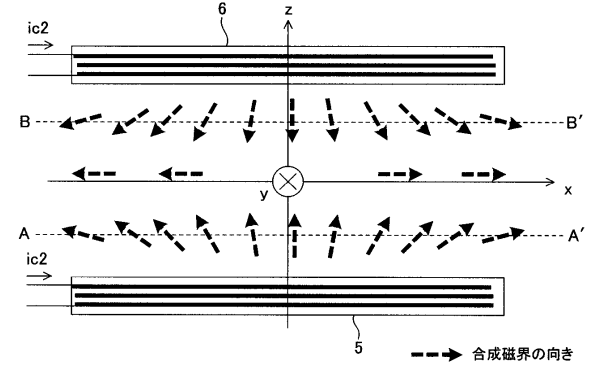
【図8】



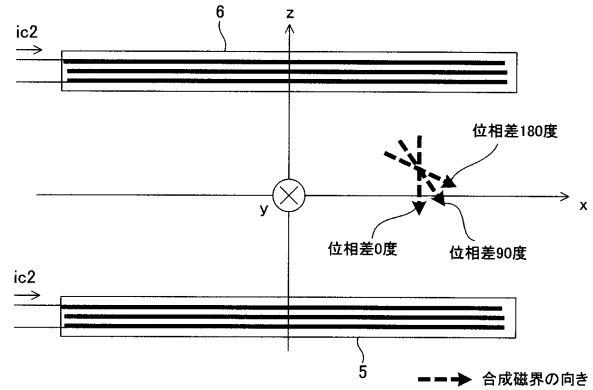
【図9】



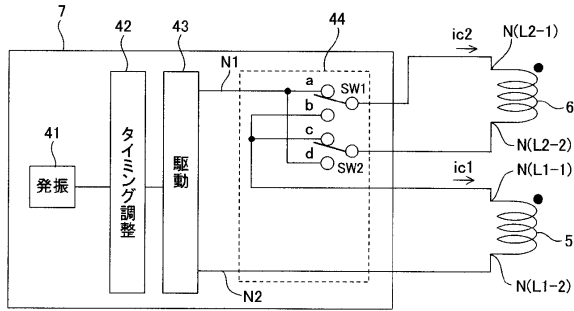
【図10】



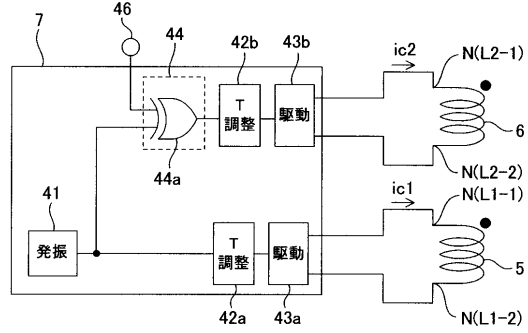
【図11】



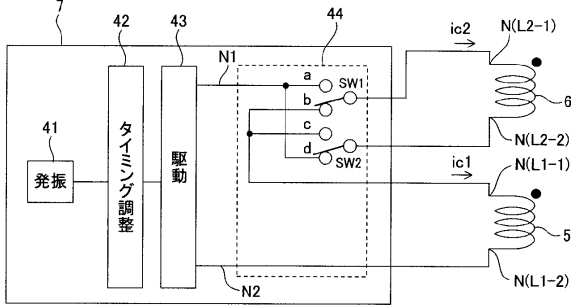
【図12】



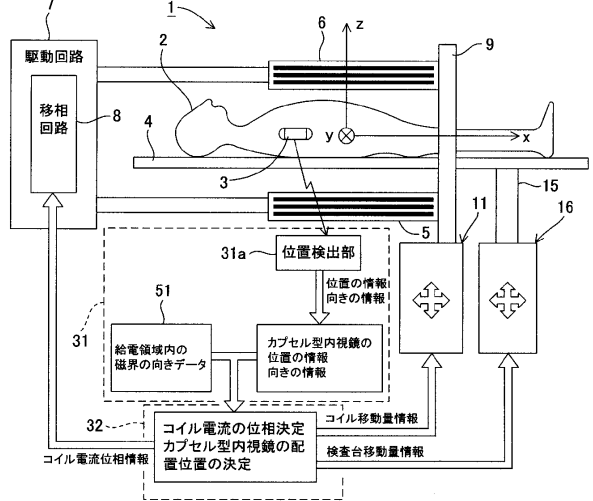
【図14】



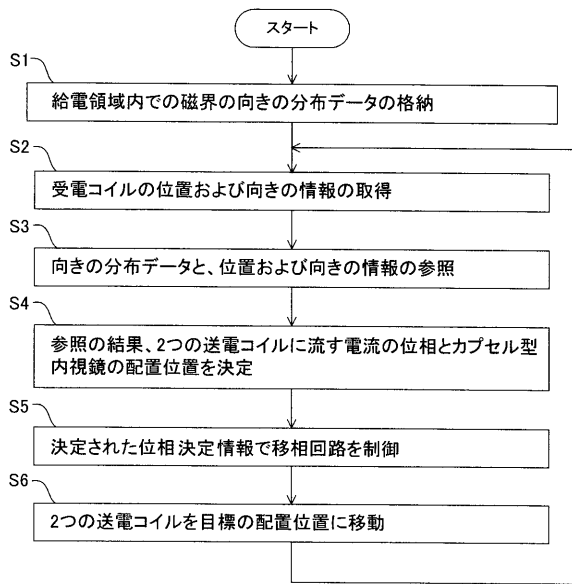
【図13】



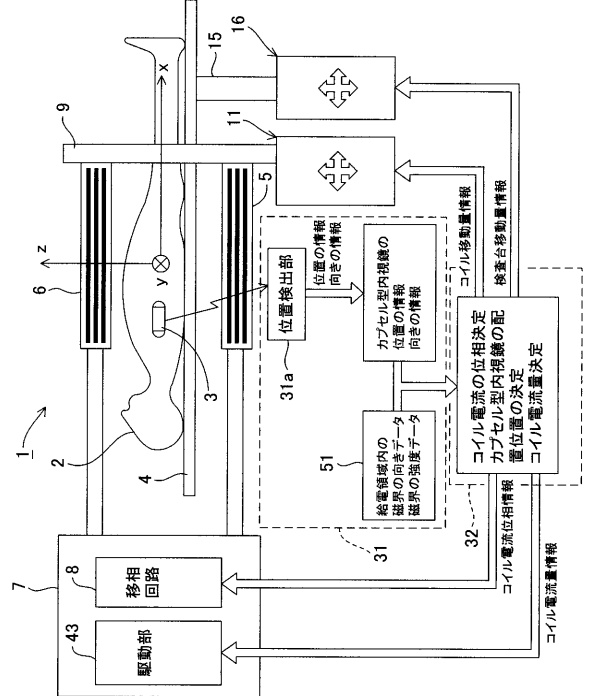
【図15】



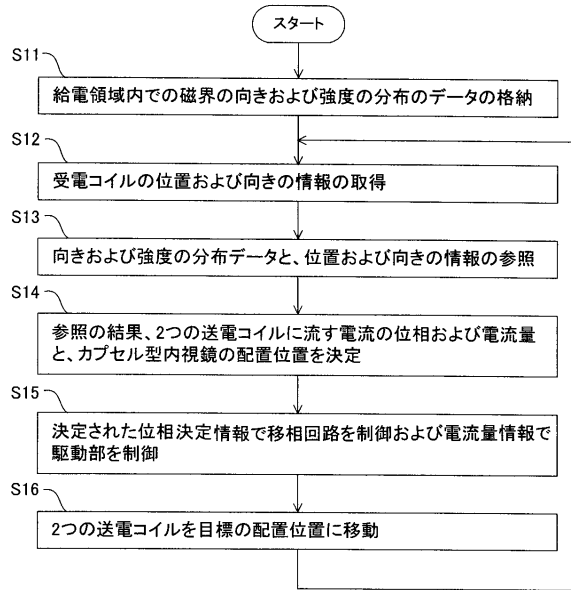
【図16】



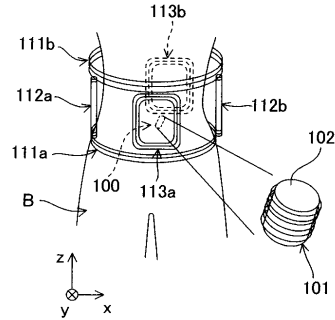
【図17】



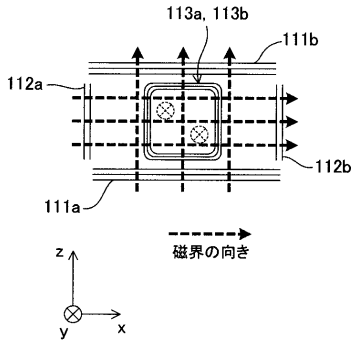
【図18】



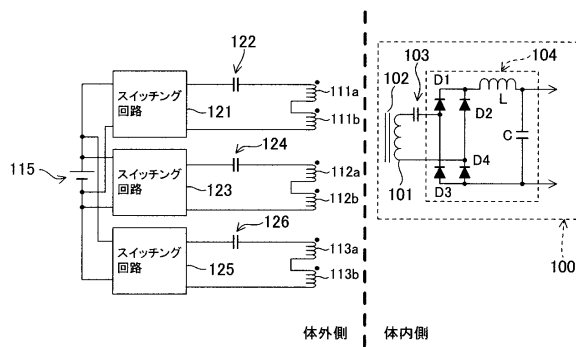
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-159456(JP,A)
特開2004-298560(JP,A)
特開2009-125098(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H02J 17/00
A61B 1/00

专利名称(译)	无线馈电系统及其驱动方法		
公开(公告)号	JP5329891B2	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2008251353	申请日	2008-09-29
[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	吉沢深 塩谷浩一		
发明人	吉沢 深 塩谷 浩一		
IPC分类号	H02J17/00 A61B1/00		
FI分类号	H02J17/00.B A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J50/12 H02J50/90		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA03 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/LL02 4C061/NN10 4C161 /AA01 4C161/AA03 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/LL02 4C161/NN10		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	土井仁志		
其他公开文献	JP2010088151A5 JP2010088151A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种无线供电系统，其从受试者体外的电力传输线圈向受试者体腔内的胶囊型医疗装置供电，减轻受试者的身体负担，并提供一种驱动它的方法。解决方案：一对电力传输线圈5,6连接到线圈支架9，使得它们将作为放置在它们之间的检查台4上的对象的样本人2夹在中间。检查台4和线圈支架9可以通过检查台移动装置16和线圈移动装置11移动。具有内置电力接收线圈22的胶囊型内窥镜3被引入到样本的体腔中。根据关于内窥镜的位置和取向的信息，控制器32控制电力传输线圈5,6的相位和移动装置16,11的移动，使得电力接收线圈22被有效地供应功率。Z

【图4】

