

(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2008-263710

(P2008-263710A)

(43) 公開日 平成20年10月30日(2008.10.30)

(51) Int.Cl.

H02J 17/00  
A61B 1/00(2006.01)  
(2006.01)

F 1

H02J 17/00  
A61B 1/00B  
32OB

テーマコード(参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号

特願2007-104261(P2007-104261)

(22) 出願日

平成19年4月11日(2007.4.11)

(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

(74) 代理人 100076233

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43番2号 オ  
リンパス株式会社内F ターム(参考) 4C061 CC06 DD10 JJ19 NN03 NN10  
UU06

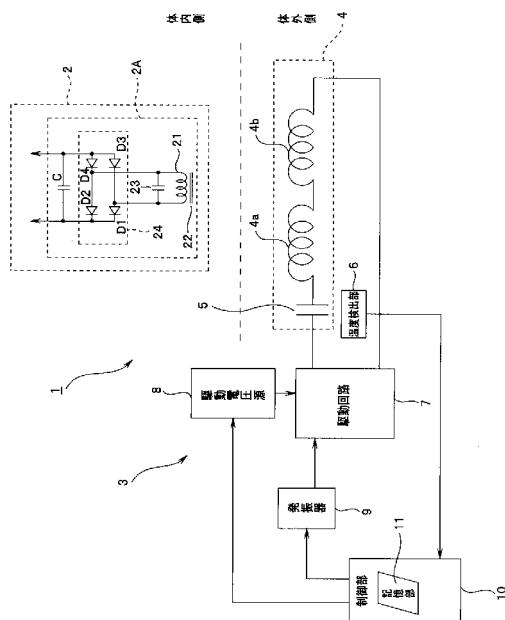
(54) 【発明の名称】無線給電システム

## (57) 【要約】

【課題】送電アンテナの共振周波数と駆動周波数にずれが発生したとしても、常に駆動周波数を共振周波数に一致させるように制御を行うことができ、常時、共振周波数にて効率的に送電アンテナを駆動させること。

【解決手段】本発明の無線給電システム1は、受電アンテナ21側に無線方式により電力を送信するための送電アンテナ4と、送電アンテナ4を駆動するためのクロック信号を生成する発振器9と、発振器8からのクロック信号に基づき送電アンテナ4を駆動する駆動回路7と、送電アンテナ4に駆動電圧を供給するための駆動電圧源8と、送電アンテナ4の共振周波数 $f_r$ を求めるための共振用コンデンサ5の温度を検出する温度検出部6と、温度検出部6による検出結果に基づいて、送電アンテナ4の共振周波数 $f_r$ を決定し、駆動周波数が前記共振周波数 $f_r$ に一致するように発振器9を制御する制御部10とを有している。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

無線方式により電力を受電する受電アンテナ側に無線方式により電力を送信するためのコイルと共に共振用コンデンサとを有する送電アンテナと、

前記送電アンテナを駆動するためのクロック信号を生成する発振器と、

前記発振器からのクロック信号に基づき前記送電アンテナを駆動する駆動回路と、

前記駆動回路に接続され、前記送電アンテナに駆動電圧を供給するための駆動電圧源と

、  
前記送電アンテナの共振周波数を求めるための前記送電アンテナの動作情報を検出する検出部と、

前記検出部による検出結果に基づいて、前記送電アンテナの共振周波数を決定し、前記送電アンテナの駆動周波数が前記共振周波数に一致するように前記発振器を制御する制御部と、

を具備したことを特徴とする無線給電システム。

**【請求項 2】**

前記検出部は、前記共振用コンデンサの温度を検出する温度検出部であ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】**

前記制御部は、前記共振用コンデンサの温度特性データを記憶した記憶部を有し、前記温度検出部により検出した前記共振用コンデンサの温度と、前記記憶部に記憶している前記共振用コンデンサの温度特性データとに基づいて前記共振用コンデンサの容量値を求め、この求めた共振用コンデンサの容量値から、前記送電アンテナの共振周波数を決定し、決定した共振周波数に前記送電アンテナの駆動周波数を一致させるように制御す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】**

前記検出部は、前記送電アンテナの駆動電流を検出する駆動電流検出部であ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 5】**

前記制御部は、前記駆動電圧源を制御して前記送電アンテナの駆動電圧を一定にした後、前記送電アンテナの駆動周波数をスイープ走査し、スイープ走査中において、前記駆動電流検出結果に基づいて前記送電アンテナの駆動電流が最大となる周波数を検出し、この検出した周波数に前記送電アンテナの駆動周波数を一致させるように制御することを特徴とする請求項 4 に記載の無線給電システム。

**【請求項 6】**

前記制御部は、前記送電アンテナの駆動電流が最大となる周波数及び前記共振周波数に駆動周波数を一致させた後、前記送電アンテナの駆動電流を、前記受電アンテナを含むシステムが動作するのに必要かつ十分な電流値に設定することを特徴とする請求項 3 又は請求項 5 に記載の無線給電システム。

**【請求項 7】**

前記受電アンテナは、カプセル内視鏡に設けられていることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 の何れか 1 つ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、送電アンテナに電流を流して、発生する磁界により受電アンテナを通じて電力を供給する無線給電システムに係り、例えば、体外から無線によりカプセル内視鏡に給電する無線給電システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

近年、送電アンテナに電流を流し、発生する磁界により受電アンテナを通じて医療用小

10

20

30

40

50

型機器に電力を供給する無線給電システムが注目されている。このような無線給電システムは、例えば、体外から無線によりカプセル内視鏡に給電する場合に特に有効である。

前記無線給電システムに用いられる、一次コイル(送電アンテナ)に電流を流し、発生する磁界により二次コイル(受電アンテナ)を通じて電力を供給する技術は、例えば、特許文献1に開示されている。この特許文献1に開示された技術について図10及び図11を参照しながら説明する。

#### 【0003】

図10は体外から無線給電方式にて体内の医療用小型機器であるカプセル内視鏡に電力を供給する場合のカプセル内視鏡システムの従来例を示す構成図であり、図11は被験者の体外において、XYZの各軸方向に対してそれぞれ一次コイルが配置されている状態を示す説明図である。

10

#### 【0004】

図10に示すように、一次コイル111a、111b、112a、112b、113a、113bはヘルムホルツ型に構成されている。前記一次コイル112a、112bはX軸方向の一次コイルであり、前記一次コイル113a、113bはY軸方向の一次コイル、また、前記一次コイル111a、111bはZ軸方向の一次コイルである。

#### 【0005】

医療用小型機器としてのカプセル内視鏡100は被験者の体内に滞留され、このカプセル内視鏡100の内部には、二次コイル101が配置されている。そして、前記カプセル内視鏡100が動作するために必要な電力は、前記一次コイル111a、111b、112a、112b、113a、113b(111a～113bと略記)からカプセル内視鏡100の内部に搭載された二次コイル101を通して、カプセル内視鏡100に供給される。

20

#### 【0006】

このようなカプセル内視鏡システムの具体的な構成を説明すると、図10に示すように、前記複数の一次コイル111a～113bの各一次コイルに対して、一次コイル共振用コンデンサ122、124、126を接続している。そして、これら一次コイル共振用コンデンサ122、124、126にそれぞれスイッチング回路121、123、125を接続し、これらスイッチング回路121、123、125には、直流電源115が接続されている。

30

#### 【0007】

このようなカプセル内視鏡システムにおいて、カプセル内視鏡100に電力を供給する場合には、前記スイッチング回路121、123、125からの高周波電圧が一次コイル111a～113b及び共振用コンデンサ122、124、126の直列回路に印加され、直列共振回路を構成する各一次コイル111a～113bの軸方向に平行な磁界が発生する。

#### 【0008】

また、各一次コイル111a～113bには、それぞれエネルギー検出回路128、130、132が設けられ、これらエネルギー検出回路128、130、132の検出出力は、コンパレータ136に供給される構成となっている。このコンパレータ136からの出力は、スイッチング回路121、123、125と直流電源115との間にそれぞれ接続されるスイッチSW1、SW2、SW3に供給することで、これらスイッチSW1、SW2、SW3のオン、オフが制御されるようになっている。

40

#### 【0009】

このような従来のカプセル内視鏡システムは、一次コイル111a～113bとカプセル内視鏡100の磁気的結合が強いほど一次コイル111a～113bに流れる電流が多くなることを利用して、カプセル内視鏡100に電力を供給する一次コイルを複数の一次コイル111a～113bの中から選択するようにしている。

#### 【0010】

具体的な選択方法を説明すると、図10に示すカプセル内視鏡システムは、一定時間、

50

複数の一次コイル 111a～113b を同時に駆動する。この時、複数の一次コイル 111a～113b に設けられたエネルギー検出回路 128、130、132 は、一次コイル 111a～113b に流れる電流をそれぞれ検出する。つまり、一次コイルとカプセル内視鏡 100 の磁気的結合が強いほど、一次コイルに多く電流が流れることを利用して、もっとも一次コイルとカプセル内視鏡 100 の磁気的結合が強い一次コイルを複数の一次コイル 111a～113b から選択する。

#### 【0011】

すなわち、前記エネルギー検出回路 128、130、132 からの検出結果は、コンパレータ 136 に供給されており、コンパレータ 136 は、各エネルギー検出回路 128、130、132 の検出出力を比較し、エネルギー検出回路 128、130、132 の出力が最も大きい出力に対応する一次コイルのみ駆動し、他の一次コイルの駆動は停止するよう前記スイッチ SW1～SW3 のオン、オフを制御する。10

#### 【0012】

このような制御を行うことにより、常に最大の電力（エネルギー）を供給可能な一次コイルのみから磁界を発生させる。この結果、送電電力ロス（エネルギーロス）の大きい一次コイルからの磁界の発生は停止することになり、カプセル内視鏡 100 に対して効率的な電力の供給が可能になる。また、各一次コイル 111a～113b からのエネルギー検出は、一定周期ごとに行うことにより、体内でのカプセル内視鏡 100 の動きに対して追従して常に効率良い状態で電力の供給が可能となる。20

#### 【特許文献 1】特開 2004-159456 号公報

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0013】

ところで、前記したような従来の無線給電システムにおいて、通常の送電アンテナ（以下、一次コイルと共に共振用コンデンサを含んだものを送電アンテナとする。）の駆動方法を考えると、送電アンテナが図 10 に示すようなコイルとコンデンサからなる直列共振回路を構成する場合には、送電アンテナの駆動周波数がこの直列共振回路の共振周波数と一致するとき、送電アンテナのインピーダンスは最も低くなる。そのため、送電アンテナの駆動電圧を一定とした場合には、送電アンテナの駆動電流をもっとも多く流すことができる。30

#### 【0014】

しかしながら、周知のようにコンデンサ容量値には温度特性があり、コンデンサの素子温度とともに容量値が変化する。従って、コンデンサの温度が変化すると、コンデンサ等より構成される送電アンテナの共振周波数が変化することになり、当初の駆動周波数と共振周波数が一致していても、コンデンサの温度変化とともに共振周波数が変化し、徐々に駆動周波数と共振周波数がずれることになる。

#### 【0015】

そして、駆動周波数と共振周波数とがずれた場合には、送電アンテナのインピーダンスは高くなり、送電アンテナの駆動電流は流れにくくなる。そのような状態においては、カプセル内視鏡 100 が動作するのに必要な電流を確保するためには、駆動電圧を高くしなければならない。また、送電アンテナと受電アンテナの位置関係などによっては、実効的な一次回路のコイルのインダクタンス L 値が変化することも発生する。40

#### 【0016】

以上のことから、直列共振回路を有する従来の無線給電システムでは、駆動周波数が共振周波数からずれるとインピーダンスは急激に高くなり、共振周波数からわずかにずれただけでも、駆動電圧を大幅に高くしないと必要な電流が得られなくなるので、カプセル内視鏡 100 の給電効率が大幅に低下するといった問題点があった。

#### 【0017】

前記特許文献 1 に記載の従来技術では、前記問題点を解決するための具体的な構成要素は勿論、一次コイルの駆動方法における詳細な説明についても何等開示も示唆もない。50

**【0018】**

そこで、本発明は前記問題点に鑑みてなされたもので、送電アンテナの共振周波数と駆動周波数にずれが発生したとしても、常に駆動周波数を共振周波数に一致させるように制御を行い、常時、共振周波数にて効率的に送電アンテナを駆動させることを可能に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】****【0019】**

本発明の無線給電システムは、無線方式により電力を受電する受電アンテナ側に無線方式により電力を送信するためのコイルと共振用コンデンサとを有する送電アンテナと、前記送電アンテナを駆動するためのクロック信号を生成する発振器と、前記発振器からのクロック信号に基づき前記送電アンテナを駆動する駆動回路と、前記駆動回路に接続され、前記送電アンテナに駆動電圧を供給するための駆動電圧源と、前記送電アンテナの共振周波数を求めるための前記送電アンテナの動作情報を検出する検出部と、前記検出部による検出結果に基づいて、前記送電アンテナの共振周波数を決定し、前記送電アンテナの駆動周波数が前記共振周波数に一致するように前記発振器を制御する制御部と、を有している。  
10

**【発明の効果】****【0020】**

本発明によれば、送電アンテナの共振周波数と駆動周波数にずれが発生したとしても、常に駆動周波数を共振周波数に一致させるように制御を行い、常時、共振周波数にて効率的に送電アンテナを駆動させることを可能にする無線給電システムを提供することができる。  
20

**【発明を実施するための最良の形態】****【0021】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

**【0022】****(第1の実施の形態)**

図1から図5は本発明に係る無線給電システムの第1の実施の形態を示し、図1は第1の実施の形態の無線給電システムの全体構成を示すブロック図、図2は図1のカプセル内視鏡を患者の口から挿入する状態を示す説明図、図3は図1の共振用コンデンサの温度及び容量に基づく温度特性を示すグラフ、図4は送電アンテナの駆動周波数に基づくインピーダンス特性及び駆動電流特性を示すグラフ、図5は第1の実施の形態の動作を説明するもので図1の制御部による制御例を示すフローチャートである。  
30

**【0023】**

尚、後述する本発明に係る各実施の形態は、受電アンテナを有するカプセル内視鏡を備えたカプセル内視鏡システムに適用した場合について説明するが、それ以外の無線給電システムにも、勿論適用可能である。

**【0024】**

図1に示すように、第1の実施の形態の無線給電システム1は、患者の体内に滞留されるカプセル状の医療用小型機器としてのカプセル内視鏡2と、この体内に滞留されたカプセル内視鏡2に体外から無線給電方式にて電力を供給するための無線給電装置3とを有して構成されている。  
40

**【0025】**

カプセル内視鏡2は、周知のように、図示はしないが撮像部、画像情報処理部、情報伝達部、電源部2A(図1参照)等を有して構成され、体内の例えば消化器系臓器等の画像を取得する装置である。

尚、図1に示すカプセル内視鏡2は、本発明の構成要素に関わらない構成については不図示であり、概略構成について後述する。

**【0026】**

カプセル内視鏡2の撮像部は、発光ダイオード等による照明系と、被写体像を撮像素子

の受光面に結像させる撮像光学系と、イメージセンサ等の撮像素子と、この撮像素子を駆動又は制御するための回路等の撮像回路系とを有して構成されている。

#### 【0027】

画像情報処理部は、前記撮像素子から出力される電気信号（画像信号）を取り込み所定の信号処理を施すものである。

また、情報伝達部は、前記画像情報処理部で処理された信号を外部の表示装置等に向けて送信するための変調送信アンテナ部と送信アンテナとを有して構成されている。

#### 【0028】

そして、電源部2Aは、前記撮像部、前記画像情報処理部及び前記情報伝達部に必要な電力を供給するためのもので、具体的な構成が図1に示されている。

10

#### 【0029】

図1に示すように、カプセル内視鏡2の電源部2Aは、受電アンテナを構成する二次コイル21、コア22及び共振用コンデンサ23と、整流回路24とを有して構成されている。

#### 【0030】

このようなカプセル内視鏡2は、前記二次コイル21と共振用コンデンサ23とが並列に接続され、さらに、並列に接続された二次コイル21及び共振用コンデンサ23とが4つのダイオードD1～D4からなる整流回路24に接続されている。

尚、前記電源部の構成は一例であり、この限りではない。

20

#### 【0031】

このような構成により、二次コイル21に誘起された交流電流が整流回路24により直流に変換され、その直流電流がカプセル内視鏡2における電気的エネルギーとして利用される。共振用コンデンサ23の容量値は、後述する送電アンテナ4の一次コイルの場合と同様に、二次コイル21と共振用コンデンサ23とで並列共振がなされるように設定される。このことにより、大きなエネルギーを効率良く取り出すことが可能である。

#### 【0032】

次に、無線給電装置3の構成について、図1を参照しながら説明する。

図1に示すように、無線給電装置3は、送電アンテナ4と、検出部を構成する温度検出部6と、駆動回路7と、駆動電圧源8と、発振器9と、コントローラ等の制御部10とを有して構成されている。

30

#### 【0033】

送電アンテナ4は、前記カプセル内視鏡2に対して無線方式により電力を送信するための一次コイルを構成する送電コイル4a、4bと共振用コンデンサ5とを有している。

#### 【0034】

この送電アンテナ4は、送電コイル4a、4bと共振用コンデンサ5が接続されたLC直列共振タイプの送電アンテナである。

また、この送電アンテナ4は、患者の体内に滞留しているカプセル内視鏡2が正常に動作するために、患者の体外に配置されるようになっている。具体的には、送電アンテナ4は、例えば、ヘルムホルツ型に構成されたもので、患者の体を挟み込むように送電コイル4aと他方の送電コイル4bとが配置される。

40

#### 【0035】

尚、本実施の形態では、説明の簡略化のため、1つの送電アンテナ4を有する構成について説明するが、勿論、図10の従来技術のような複数の送電アンテナ4を設けた構成の場合でも適用可能である。

#### 【0036】

前記送電アンテナ4には、駆動回路7が電気的に接続されている。この駆動回路7は、後述する発振器9からのクロック信号に基づき前記送電アンテナ4を駆動するものである。

#### 【0037】

この駆動回路7には、送電アンテナ4に駆動電圧を供給するための駆動電圧源8と、前記

50

送電アンテナ4を駆動するためのクロック信号を生成する発振器9とが電気的に接続されている。

【0038】

前記駆動電圧源8と前記発振器9には、無線給電システム1全体を制御可能なコントローラ等の制御部10が電気的に接続されている。制御部10は、前記駆動電圧源8と前記発振器9とを制御する。このことにより、送電アンテナ4は、発振器9からのクロック信号と駆動電圧源8から出力される電圧により、駆動回路7を介して駆動される。

【0039】

また、制御部10には、送電アンテナ4の共振周波数を求めるための送電アンテナ4の動作情報を検出する検出部としての温度検出部6が電気的に接続されている。

10

【0040】

この温度検出部6は、共振用コンデンサ5に直接又は近傍に設けられたもので、前記送電アンテナ4の動作情報、具体的には共振用コンデンサ5の温度を検出し、検出結果を前記制御部10に出力するようになっている。

【0041】

制御部10は、前記温度検出部6による検出結果に基づいて、前記送電アンテナ4の共振周波数 $f_r$ を決定し、前記送電アンテナ4の駆動周波数が前記共振周波数 $f_r$ に一致するよう前記発振器9を制御する。

20

【0042】

ここで、制御部10によって前記送電アンテナ4の共振周波数 $f_r$ を決定するために、前記制御部10には、共振用コンデンサ5の温度特性データを予め記憶した記憶部11が設けられている。

【0043】

すなわち、制御部10は、前記温度検出部6により検出した共振用コンデンサ5の温度と、前記記憶部11に記憶している共振用コンデンサ5の温度特性データとに基づいて共振用コンデンサ5の容量値Cを求め、この求めた共振用コンデンサ5の容量値Cから、前記送電アンテナ4の共振周波数 $f_r$ を決定するようにしている。

【0044】

尚、前記記憶部11に予め記憶されている共振用コンデンサ5の温度特性データの一例が図3のグラフに示されている。図3中の横軸は温度T、縦軸は共振用コンデンサの容量Cを示している。

30

【0045】

つまり、制御部10は、温度検出部6からの共振用コンデンサ5の温度が供給されると、図3に示すような共振用コンデンサ5の温度特性データを用いて、共振用コンデンサ5の容量値Cを求める。

例えば、温度検出部6からの共振用コンデンサ5の温度が温度T1～温度T2間の温度変化分Tに相当する場合、図3の温度特性データから、共振用コンデンサ5の容量値C1～容量値C2間の容量値変化分Cを求めることができる。

【0046】

尚、駆動回路7は、発振器9からのクロック信号に基づいて送電アンテナ4を駆動するようになっているが、簡略化のため、第1の実施の形態では、発振器9から出力されたクロック信号は、駆動回路7によって周波数変換されることなく、発振器9から出力された周波数にて送電アンテナ4を駆動させている。

40

従って、第1の実施の形態では、発振器9の発振周波数（クロック信号の周波数）と送電アンテナ4の駆動周波数とは一致するものとし、このため、制御部10は、前記発振器9のクロック信号の発振制御を行っているため、送電アンテナ4の駆動周波数を認識することが可能である。

【0047】

次に、制御部10による送電アンテナ4の共振周波数 $f_r$ の算出方法について、図4を参照しながら説明する。

50

ここで、送電アンテナ4のインダクタンス成分（送電コイル4aと送電コイル4bとを合わせたもの）をLとし、共振用コンデンサ5の容量成分をCとすると、送電アンテナ4の共振周波数frは以下の式により決定される。

【0048】

$$fr = 1 / 2 \pi C \quad \dots \text{(式1)}$$

従って、制御部10は、前記したように図3に示す温度特性データに基づき送電コイル4a、4bの容量成分C（容量値）が求められているので、前記（式1）より送電アンテナ4の共振周波数frを算出して決定することができる。そして、制御部10によって、この決定した送電アンテナ4の共振周波数frに発振器9の発振周波数を一致させるよう10に制御すれば、送電アンテナ4を共振周波数frにて駆動することができる。

【0049】

また、送電アンテナ4のインピーダンス特性について考慮すると、共振用コンデンサ5と送電コイル4a、4bとが直列接続されてLC直列共振回路を構成している場合、送電アンテナ4のインピーダンス特性は、図4に示すように、共振周波数frのとき、インピーダンスが最小になる。

【0050】

すなわち、インピーダンスが最小になるということは、送電アンテナ4の駆動電圧が一定の場合、駆動電流DIは最大になることを意味する。従って、LC直列共振回路は、共振周波数frにて送電アンテナ4を駆動することができれば、低い駆動電圧で電流を多く流すことができ、効率的な駆動が可能となる。

【0051】

次に、このような構成の無線給電システム1の作用について、図5を参照しながら説明する。

いま、図1に示す無線給電システム1の電源を投入して、起動させたとする。すると、無線給電システム1の制御部10は、図示しない記憶部より図5に示すプログラムを読み出して実行する。

【0052】

制御部10は、前記駆動電圧源8の出力電圧と前記発振器9によるクロック信号を制御することにより、駆動回路7を介して送電アンテナ4を駆動させる。

この場合、駆動電圧源8の出力電圧は、カプセル内視鏡2が動作するのに必要十分な電流が送電アンテナ4に流れる電圧である。

【0053】

そして、制御部10は、ステップS1の処理で、温度検出部6により送電アンテナ4の共振用コンデンサ5の温度を検出し、検出結果を取り込む。

【0054】

その後、制御部10は、ステップS2の処理で、温度検出部6からの共振用コンデンサ5の温度と、図3に示すような共振用コンデンサ5の温度特性データとに基づいて、共振用コンデンサ5の容量値Cを求める。

【0055】

そして、制御部10は、この求めた共振用コンデンサの容量値Cを用いて、前記（式1）より送電アンテナ4の共振周波数frを算出して決定する。

【0056】

その後、制御部10は、ステップS3の処理で、送電アンテナ4の駆動周波数を、決定した送電アンテナ4の共振周波数frに設定するように制御する。すなわち、制御部10は、決定した送電アンテナ4の共振周波数frに発振器9の発振周波数を一致させるように発振器9を制御する。

【0057】

以上の動作により、送電アンテナ4の共振周波数frに、発振器9から出力されるクロック信号の周波数、すなわち送電アンテナ4の駆動周波数を設定することができる。そして、送電アンテナ4は、駆動回路7によって共振周波数frにて駆動される。

10

20

30

40

50

## 【0058】

そして、制御部10は、ステップS4の処理で図示しないタイマ等によって一定時間を計測し、一定時間経過後、再度、前記ステップS1から前記ステップS4の処理を繰り返して、温度検出部6によって共振用コンデンサ5の温度を検出し、検出した温度を基に送電アンテナ4の共振周波数 $f_r$ を決定するように制御する。尚、前記ステップS4の処理は、必要でなければ行わなくても良い。

## 【0059】

このことにより、送電アンテナ4の駆動や周囲の温度変化に伴い、共振用コンデンサ5の容量値Cが変化しても、共振周波数 $f_r$ にて送電アンテナ4を駆動することができる。また、共振用コンデンサ5の温度検出を一定周期又はリアルタイムにて行うことにより、共振用コンデンサ5の温度変化に対して、発振器9の発振周波数 $f_r$ を変更することにより常に送電アンテナ4を共振周波数 $f_r$ にて駆動することができる。10

## 【0060】

尚、共振用コンデンサ5の温度検出方法については、温度検出部6によって共振用コンデンサ5の温度を検出するように説明したが、特に限定されるものではなく、共振用コンデンサ5の温度検出が確実にできれば、いかなる方法を用いても本実施の形態に適用可能である。

## 【0061】

また、本実施の形態では、送電アンテナ4の形態として、ヘルムホルツ型で構成した場合を説明したが、これに限定されるものではなく、一次コイル(送電コイル)とコンデンサとのLC直列共振タイプの送電アンテナ4であれば、送電アンテナ4が単独であっても本実施の形態に適用可能である。20

## 【0062】

さらに、本実施の形態では、1つの送電アンテナ4を有する構成について説明したが、これに限定されるものではなく、勿論、図10の従来技術に示すように複数の送電アンテナ4を設けるとともに、これら複数の送電アンテナ4に応じた電流検出用抵抗器、エネルギー検出回路、スイッチング回路等を設け、制御部10が図10に示すコンパレータ136と同様な制御を行うように構成しても良い。

このことにより、常に最大の電力(エネルギー)を供給している送電アンテナ4のみから磁界を発生させると共に、送電力ロス(エネルギーロス)の大きい送電アンテナ4からの磁界の発生は停止させるので、カプセル内視鏡2に対して効率的な電力の供給が可能になる。30

## 【0063】

従って、第1の実施の形態によれば、周囲温度の変化や駆動による共振用コンデンサの発熱によりコンデンサの温度が上昇しコンデンサ容量値が変化し、共振周波数と駆動周波数にずれが発生したとしても、常に駆動周波数を共振周波数に一致させるように制御を行うことができる。

このことにより、常時、共振周波数にて効率的に送電アンテナを駆動させることができるとともに、少ない送電電力にて効率良く受電アンテナに電力を送信することが可能となる。40

## 【0064】

## (第2の実施の形態)

図6から図8は本発明に係る無線給電システムの第2の実施の形態を示し、図6は第2の実施の形態の無線給電システムの全体構成を示すブロック図、図7は第2の実施の形態の動作を説明するもので図6の制御部による制御例を示すフローチャート、図8は図7に示す制御部による制御例の変形例を示すフローチャートである。

尚、図6は前記第1の実施の形態と同様な構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

## 【0065】

図6に示すように、第2の実施の形態の無線給電システム1Aは、図1の前記第1の実

10

20

30

40

50

施の形態の無線給電システム1と略同様に構成されるが、温度検出部6に替えて、検出部を構成する電流検出部12を設けて構成している。

#### 【0066】

尚、第2の実施の形態では、前記第1の実施の形態と同様に、説明の簡略化のため、1つの送電アンテナ4を有する構成について説明するが、勿論、図10の従来技術のような複数の送電アンテナ4を設けた構成の場合でも適用可能である。

#### 【0067】

電流検出部12は、送電アンテナ4の動作情報である、送電アンテナ4に流れる電流を検出し、検出結果を制御部10に出力する。

#### 【0068】

制御部10は、駆動電圧源8を制御して送電アンテナ4の駆動電圧を一定にした後、送電アンテナ4の駆動周波数をスイープ走査し、スイープ走査中において、電流検出部12からの検出結果に基づいて前記送電アンテナ4の駆動電流が最大となる周波数を検出し、この検出した周波数に前記送電アンテナ4の駆動周波数を一致させるように制御する。

#### 【0069】

ここで、共振用コンデンサ5と送電コイル4a、4bとが直列接続されたLC直列共振回路の駆動周波数と、送電アンテナ4のインピーダンス特性について考慮すると、図4に示すように、LC直列共振回路では、駆動周波数fを徐々に変化させていくと、ある周波数fにて流れる駆動電流DIが最大となる。

#### 【0070】

その後、更に周波数fを変化させていくと流れる駆動電流DIは徐々に低下していく。つまり、駆動電流DIが最大となる周波数が共振周波数frである。従って、送電アンテナ4の駆動電流を制御部10によってモニタしながら、駆動電流DI値が最大となる駆動周波数fを検出すれば、共振周波数frを見つけることができる。

尚、制御部10によるモニタリングは、電流検出部12からの検出結果に基づいてスイープ走査することを意味している。このことにより、制御部10は、駆動電流DI値が最大となる駆動周波数f、すなわち、共振周波数frを検出することができる。

#### 【0071】

また、前記第1の実施の形態では、制御部10内部に共振用コンデンサ5の温度特性データを記憶した記憶部11を設けたが、第2の実施の形態では、温度特性データは不要であるため記憶部11を必要としない。この場合、記憶部11を残して温度特性データのみを削除しても良い。また、残した記憶部11に他に必要なデータ等を記憶するようにしても良い。

#### 【0072】

その他の構成は、前記第1の実施の形態と同様である。

#### 【0073】

次に、このような構成の無線給電システム1Aの作用について、図7を参照しながら説明する。

いま、図7に示す無線給電システム1Aの電源を投入して、起動させたとする。すると、無線給電システム1Aの制御部10は、図示しない記憶部より図7に示すプログラムを読み出して実行する。

#### 【0074】

制御部10は、前記駆動電圧源8の出力電圧と前記発振器9によるクロック信号を制御することにより、駆動回路7を介して送電アンテナ4を駆動させる。

この場合、駆動電圧源8の出力電圧は、カプセル内視鏡2が動作するのに必要十分な電流が送電アンテナ4に流れる電圧である。

#### 【0075】

そして、制御部10は、ステップS10の処理で、電流検出部12により送電アンテナ4の駆動電流DIを検出し、検出結果を取り込む。

#### 【0076】

10

20

30

40

50

その後、制御部10は、ステップS11の処理で、電流検出部12からの共振用コンデンサ5の駆動電流DIが最大値であるか否かの判定を行い、最大値でないものと判定した場合には処理をステップS12に移行し、最大値であると判定した場合に処理をステップS13に移行する。

#### 【0077】

すなわち、前記ステップS11の判定処理は、送電アンテナ4の駆動周波数と共振周波数frとを一致させるために、駆動電流DIが最大となる周波数fを見つけるためである。

#### 【0078】

ここで、制御部10は、例えば、以下に示すような方法によって駆動電流DIが最大となる周波数fを見つけて、駆動周波数と共振周波数frを一致させるように処理を行う。

#### 【0079】

制御部10は、ステップS12の処理で、送電アンテナ4の駆動開始時の周波数に対して、発振器9の発振周波数をfだけシフトさせた後、ステップS10に処理を戻してその時の送電アンテナ4に流れる駆動電流DIを電流検出部12を用いて検出する。

#### 【0080】

そして、制御部10は、再度ステップS11の判断処理で、検出した駆動電流DIとfだけシフトする前の駆動電流と比較する。

この場合、仮に発振周波数fをfシフトする前の駆動電流DIよりも検出した駆動電流DIが大きい場合は、更に発振周波数fをfだけシフトし、同様にfだけシフトする前の駆動電流DIと比較する。以降、制御部10は、発振周波数fをfずつシフトさせ、その都度、検出した駆動電流DIと発振周波数fをfシフトする前の駆動電流を比較していく。

#### 【0081】

その後、制御部10は、駆動電流DIが、図4に示すように、下降し始めるまで、発振周波数fをfだけシフトしていけば、駆動電流DIが最大となる周波数を見つけることができる（以下、本方法を山登り法と称す）。

#### 【0082】

逆に、仮に、発振周波数fをfシフトする前の駆動電流DIよりも検出した駆動電流DIが小さい場合は、制御部10は、発振器9の発振周波数を-fだけシフトさせ、-fだけシフトする前の駆動電流DIと検出した駆動電流DIとを比較する。

#### 【0083】

この場合、-fだけシフトする前の駆動電流DIよりも検出した駆動電流DIの方が大きい場合は、制御部10は、更に発振周波数fを-fずつシフトさせていき、検出した駆動電流DIが図4に示すように下降し始めるまで、発振周波数fを-fずつシフトしていけば、駆動電流DIが最大となる周波数fを見つけることができる。

#### 【0084】

以上のように、制御部10は、駆動電流DIが最大となる駆動周波数fを見つけるまで、ステップS10からステップS12の処理を行い、発振器9の発振周波数fのシフト制御を繰り返すように制御する。

#### 【0085】

こうして、制御部10は、駆動電流DIが最大となると、ステップS11の判断処理によって処理をステップS13に移行する。

#### 【0086】

すなわち、制御部10は、駆動電流DIが最大となる周波数f、つまり共振周波数frを見つけると、ステップS13の処理にて、この共振周波数frに駆動周波数を一致させるように発振器9の発振周波数を固定する。このことにより、送電アンテナ4を、前記第1の実施の形態と同様に共振周波数frにて駆動することができる。

#### 【0087】

尚、第2の実施の形態の制御部10は、後述する図8の変形例に示すようなプログラム

10

20

30

40

50

に基づいて制御しても良い。このような変形例を図8を参照しながら説明する。

図8の制御部によるフローチャートは、前記第2の実施の形態において、一定の時間が経過した場合に対応したものである。

#### 【0088】

すなわち、図8に示すように、図7に示すステップS13の後段に、一定時間を計測する処理(一定時間をtとすると、 $t = t + t$ を計測する処理：ステップS14)を設けることで、一定時間経過後に、処理を再びステップS10に戻すようにしている。

#### 【0089】

従って、図8に示すように、制御部10は、送電アンテナ4の駆動周波数を駆動電流DIが最大となる周波数fに設定し、ステップS14の処理で一定時間経過後に再び、送電アンテナ4の駆動電流DIを検出し(ステップS10)、駆動周波数に対して駆動電流DIが最大であるかどうか判断し(ステップS11)、最大になっていなければ送電アンテナ4の駆動電流が最大となるように、ステップS12を介してステップS10～ステップS11、及びステップS13により発振器9の発振周波数を再度設定し直すように制御する。

10

#### 【0090】

このように、制御部10によって、送電アンテナ4の駆動電流の検出を連続的又は一定周期毎に行うことにより、送電アンテナ4の共振周波数frが変化しても、確実に駆動周波数fが共振周波数frと一致するように追従させることができるとなり、効率的な送電アンテナ4の駆動が可能となる。

20

#### 【0091】

また、第1の実施の形態では、共振用コンデンサ5の容量値Cを温度特性データを用いて求めているため、使用している共振用コンデンサ5の温度特性と制御部10が記憶部11に保持している温度特性のデータが異なる場合(例えば、共振用コンデンサ5の個々の特性ばらつき等)、駆動周波数と共振周波数frがずれる可能性があるが、第2の実施の形態では、送電アンテナ4の駆動電流DIを検出し、駆動電流DIが最大となる周波数fに発振器9の発振周波数を設定しているため、送電アンテナ4は常に共振周波数frにて駆動することが可能となる。また、第2の実施の形態は、送電コイル4a、4bのインダクタンスが変化した事態にも対応可能となる。

30

#### 【0092】

尚、第2の実施の形態では、送電アンテナ4の駆動電流の最大値を検出するのに、いわゆる山登り法を用いたが、必ずしも山登り法である必要はなく、他のアルゴリズムを用いても送電アンテナ4の駆動電流が最大となる駆動周波数fを確実に検出することができれば良い。

#### 【0093】

従って、第2の実施の形態によれば、送電アンテナ4の駆動電流DIを検出し、駆動電流DIが最大となる周波数を見つけてこの周波数にて送電アンテナ4を駆動することにより、前記第1の実施の形態に比べて、確実に駆動周波数と共振周波数frを一致させることができる。

40

#### 【0094】

また、第1の実施の形態のように、制御部10の記憶部11内に予め共振用コンデンサ5毎に共振用コンデンサ5の温度特性データを保持する必要もなく、送電アンテナ4の駆動周波数を共振周波数frに一致させることができる。

#### 【0095】

さらに、第2の実施の形態では、コンデンサの容量値Cだけでなく、送電コイル4a、4bのインダクタンス成分がコイル形状の変化等により、変化しても対応可能であることは明らかである。

#### 【0096】

##### (第3の実施の形態)

図9は本発明に係る無線給電システムの第3の実施の形態を示し、第3の実施の形態の

50

動作を説明するための図 9 の制御部による制御例を示すフローチャートである。

**【0097】**

尚、図 9 は、前記第 2 の実施の形態における図 7 及び図 8 の処理内容と同様な処理内容については同一のステップ S 番号を付して、異なる処理内容について説明する。

**【0098】**

また、第 3 の実施の形態の無線給電システムの構成は、前記第 2 の実施の形態の無線給電システム 1 A と略同様である。但し、制御部 10 には、図示はしないが記憶部 11 ( 図 1 参照 ) が設けられ、この記憶部 11 には、送電アンテナ 4 の駆動電流の最適値のデータが予め記憶されるようになっている。

**【0099】**

ここで、前記記憶部 11 に記憶される駆動電流の最適値とは、カプセル内視鏡 2 が動作するのに必要、且つ十分な電力を供給できる送電アンテナ 4 の電流値のことであり、観察領域内においてどの位置にカプセル内視鏡 2 が移動しても、カプセル内視鏡 2 が動作可能となる電流値である。尚、この駆動電流の最適値は、カプセル内視鏡 2 の位置及び向きには依存しないものとして説明する。

**【0100】**

次に、このような構成の無線給電システム 1 A の作用について、図 9 を参照しながら説明する。

いま、図 7 に示す無線給電システム 1 A の電源を投入して、起動させたとする。すると、無線給電システム 1 A の制御部 10 は、図示しない記憶部より図 9 に示すプログラムを読み出して実行する。

**【0101】**

そして、制御部 10 は、前記第 2 の実施の形態と同様にステップ S 10 からステップ S 13 の処理で、例えば山登り法を用いて送電アンテナ 4 の駆動電流 D\_I が最大となる周波数である共振周波数 f\_r を検出し、送電アンテナ 4 の駆動周波数を共振周波数 f\_r に設定する。

**【0102】**

その後、制御部 10 は、送電アンテナ 4 の駆動周波数を共振周波数 f\_r に設定した後、送電アンテナ 4 の駆動周波数を共振周波数 f\_r に固定する。このことにより、送電アンテナ 4 は共振周波数 f\_r にて駆動することになる。

**【0103】**

次に、第 3 の実施の形態では、制御部 10 は、ステップ S 20 の処理で、電流検出部 12 により送電アンテナ 4 の駆動電流 D\_I を検出し、検出結果を取り込む。

**【0104】**

その後、制御部 10 は、ステップ S 21 の判断処理で、電流検出部 12 からの共振用コンデンサ 5 の駆動電流 D\_I と記憶部 11 に記憶された最適値のデータとの比較を行う。

この場合、検出した駆動電流 D\_I が最適値を上回っていると判定した場合には、制御部 10 は、ステップ S 22 の処理で、送電アンテナ 4 の駆動電圧源 8 の駆動電圧を下げるよう制御し、逆に、検出した駆動電流 D\_I が最適値を下回っていると判定した場合には、駆動電圧源 8 の駆動電圧を上げるように制御して、送電アンテナ 4 の駆動電流 D\_I が最適値になるように駆動電圧源 8 の駆動電圧を設定する。

**【0105】**

ここで、制御部 10 は、送電アンテナ 4 の駆動電流 D\_I が最適値に設定した場合、すなわち、検出した駆動電流 D\_I が最適値と同じになったものと判定した場合には、ステップ S 23 の処理で、送電アンテナ 4 の駆動電圧を固定する。

**【0106】**

その後、制御部 10 は、ステップ S 24 の処理で、一定時間を計測 ( 一定時間を t とすると、 $t = t + t'$  ) し、一定時間経過後に、処理を再びステップ S 10 に戻す。すなわち、制御部 10 は、一定時間経過後、再度、ステップ S 10 の処理で送電アンテナ 4 の駆動電流 D\_I を検出し、そしてステップ S 11 の判断処理で送電アンテナ 4 の駆動周波数と

10

20

30

40

50

共振周波数  $f_r$  とが一致しているかどうかを判断する。

**【0107】**

この場合、制御部10は、駆動周波数と共振周波数  $f_r$  とがずれていた場合、再度、ステップS12を介してステップS10からステップS13の処理を行うことで、駆動周波数を共振周波数  $f_r$  に設定し直すように制御する。

**【0108】**

その後、制御部10は、駆動周波数を共振周波数  $f_r$  に設定後、前記同様にステップS21からステップS22の処理を繰り返すことにより、送電アンテナ4の駆動電流DIが最適値になるように駆動電圧源8の出力電圧を調整し、そして、ステップS23及びステップS24を介してステップS10の処理に戻るように制御する。

10

**【0109】**

以上のように、駆動周波数を共振周波数  $f_r$  に一致させ、更に送電アンテナ4の駆動電圧を駆動電流DIが最適値になるように設定することにより、必要以上に大きな駆動電力にて送電アンテナ4を駆動することができなくなり、より効率的にカプセル内視鏡2に対して電力を給電することができる。

**【0110】**

尚、第1の実施の形態の方式で常に共振周波数  $f_r$  で駆動するように制御する場合でも、第2の実施の形態と同様、送電アンテナ系に電流検出部12を組み込み、更に制御部10内の記憶部11に駆動電流の最適値のデータを保持することで、第3の実施の形態と同様の最適電流値による送電アンテナ4の駆動が可能になる。この場合は、電流検出部12は駆動電流DIの最適値の設定のみに使用される。

20

**【0111】**

従って、第3の実施の形態によれば、送電アンテナ4の駆動周波数を確実に共振周波数  $f_r$  に一致させることに加え、送電アンテナ4の駆動電流DIが最適値になるように送電アンテナ4の駆動電圧を設定することにより、必要以上に大きな駆動電力にて駆動することができなくなり、効率的にカプセル内視鏡2に対して給電することができる。

また、駆動周波数と共振周波数  $f_r$  が一致した際に、送電アンテナ4の駆動電流DIが大幅に増加し、送電アンテナ4に大電流が流れることを防ぐことができる。

**【0112】**

本発明は、以上述べた第1から第3の実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

30

**【図面の簡単な説明】**

**【0113】**

【図1】本発明に係る第1の実施の形態の無線給電システムの全体構成を示すブロック図。

【図2】図1のカプセル内視鏡を患者の口から挿入する状態を示す説明図。

【図3】図1の共振用コンデンサの温度及び容量に基づく温度特性を示すグラフ。

【図4】送電アンテナの駆動周波数に基づくインピーダンス及び駆動電流特性を示すグラフ。

40

【図5】第1の実施の形態の動作を説明するもので図1の制御部による制御例を示すフローチャート。

【図6】本発明に係る第2の実施の形態の無線給電システムの全体構成を示すブロック図。

【図7】第2の実施の形態の動作を説明するもので図6の制御部による制御例を示すフローチャート。

【図8】図7に示す制御部による制御例の変形例を示すフローチャート。

【図9】本発明に係る第3の実施の形態の無線給電装システムの動作を説明するための図9の制御部による制御例を示すフローチャート。

【図10】従来の無線給電システムの構成を示すブロック図。

【図11】従来の無線給電システムにおける一次コイルの配置状態を示す説明図。

50

## 【符号の説明】

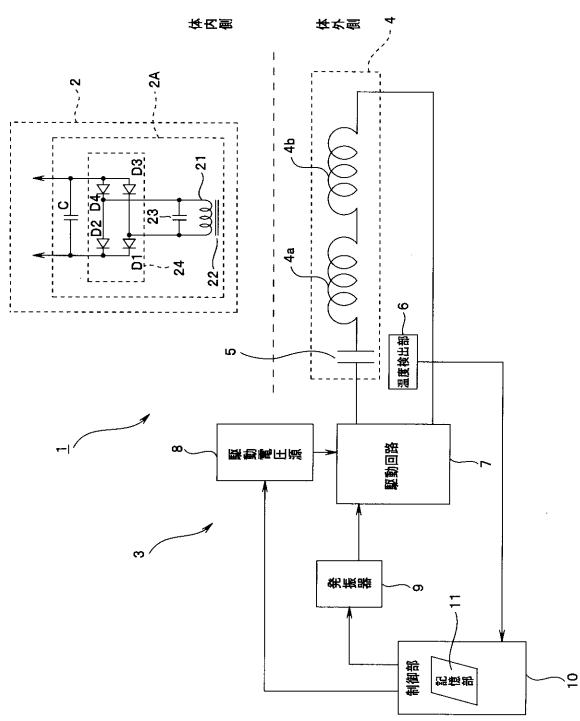
## 【0 1 1 4】

- 1、1A … 無線給電システム、  
 2 … カプセル内視鏡、  
 2A … 電源部、  
 3 … 無線給電装置、  
 4 … 送電アンテナ、  
 4a、4b … 送電コイル、  
 5 … 共振用コンデンサ、  
 6 … 温度検出部、  
 7 … 駆動回路、  
 8 … 駆動電圧源、  
 9 … 発振器、  
 10 … 制御部、  
 11 … 記憶部、  
 12 … 電流検出部、  
 21 … 二次コイル、  
 22 … 芯、  
 23 … 共振用コンデンサ、  
 24 … 二次コイル、  
 25 … 整流回路、  
 f\_r … 共振周波数。

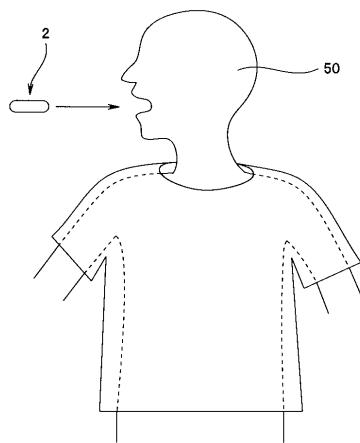
10

20

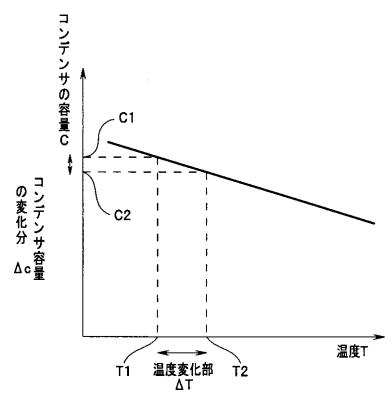
【図1】



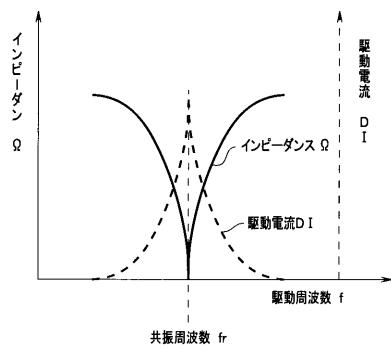
【図2】



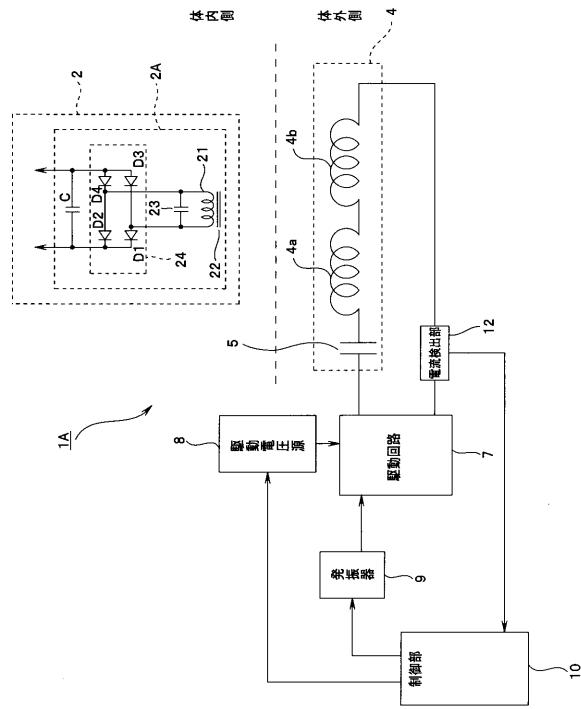
【図3】



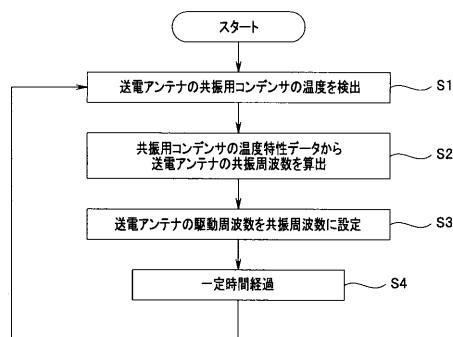
【図4】



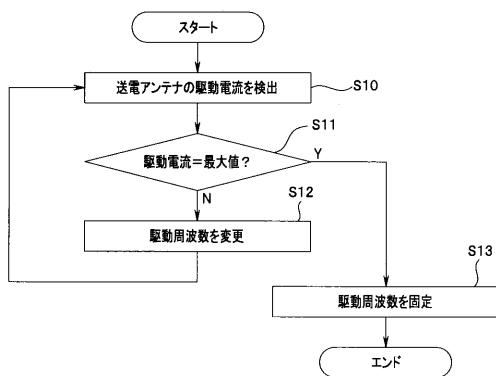
【図6】



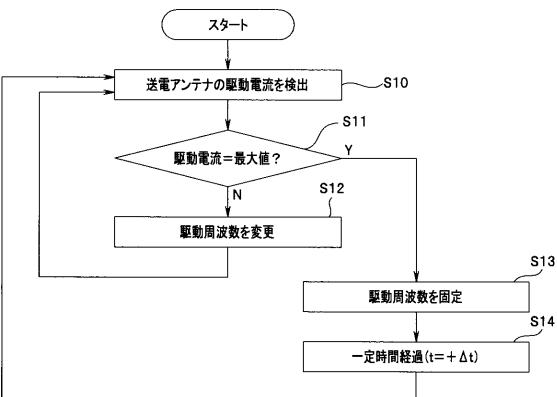
【図5】



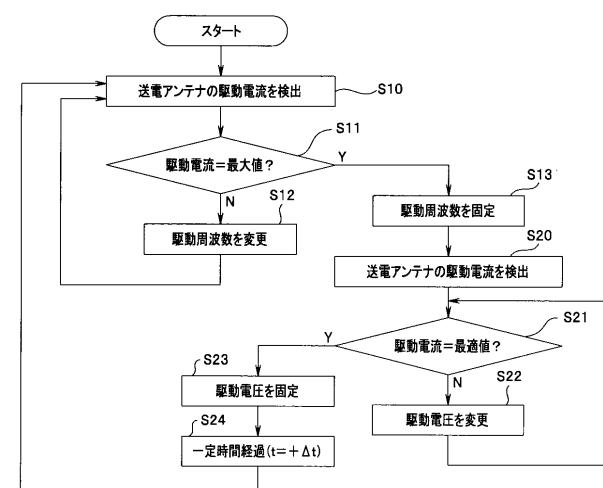
【図7】



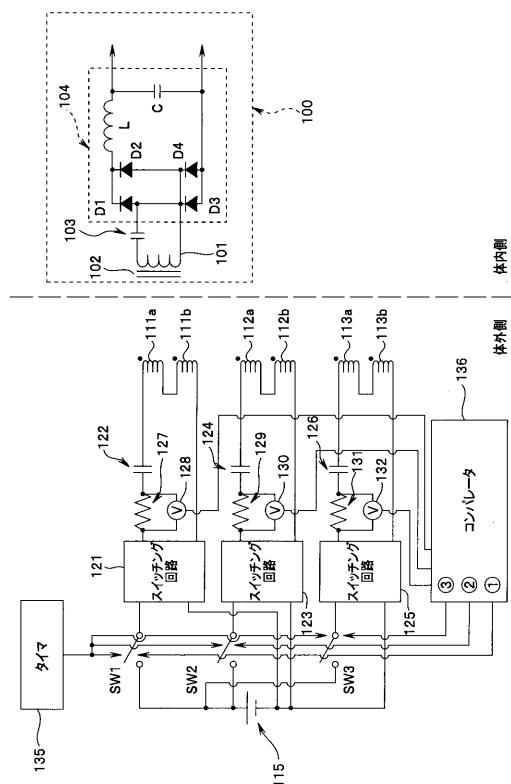
【図8】



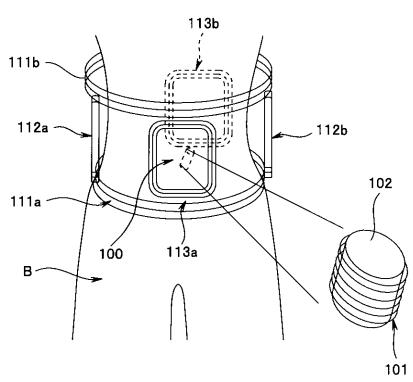
【図9】



【図10】



【図11】



|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 无线供电系统   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2008263710A</a>  | 公开(公告)日 | 2008-10-30 |
| 申请号            | JP2007104261   | 申请日     | 2007-04-11 |
| [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         | 宫原秀治   |         |            |
| 发明人            | 宫原 秀治  |         |            |
| IPC分类号         | H02J17/00 A61B1/00   |         |            |
| FI分类号          | H02J17/00.B A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J50/12<br>H02J50/40  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/NN10 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/<br>/DD07 4C161/DD10 4C161/GG28 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN10 4C161/UU06 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进   |         |            |
| 其他公开文献         | <a href="#">JP5075455B2</a>  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

### 摘要(译)

甲甚至移的谐振频率和电力传输天线时的驱动频率，总是可以被控制以匹配驱动频率与共振频率，在所有时间，在驱动高效的功率传输天线在谐振频率要做。本发明中，用于通过无线系统传输功率的电力接收天线21侧的送电天线4，用于产生时钟信号，用于驱动上述送电天线4，振荡器的振荡器9的无线供电系统1用于驱动的送电天线4基于从8所述时钟信号，用于向所述电力传输天线4，用于获得电力传输天线4的谐振频率fr的谐振电容器5供给驱动电压的驱动电压源8的驱动电路7用于检测的温度，基于由所述温度检测部6的检测结果的温度检测部6，判断送电天线4的谐振频率fr，以控制振荡器9，使得驱动频率与谐振频率fr一致时和控制单元10。点域1

