

(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 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

F I

H02J 17/00 B
 A61B 1/00 320B

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

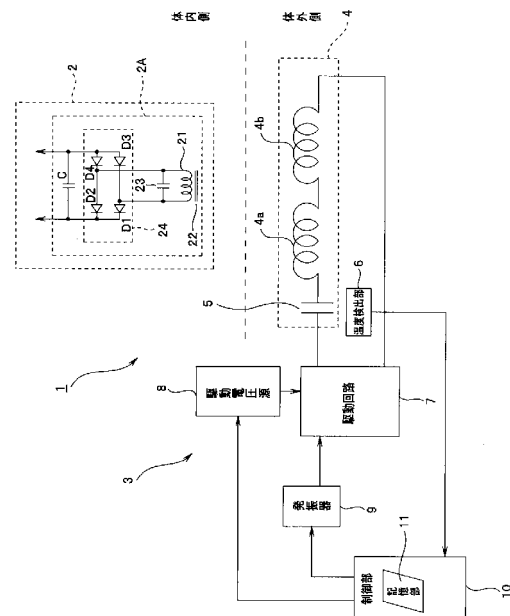
(54) 【発明の名称】 無線給電システム

(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の磁氣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 1 1 1 a ~ 1 1 3 b を同時に駆動する。この時、複数の一次コイル 1 1 1 a ~ 1 1 3 b に設けられたエネルギー検出回路 1 2 8、1 3 0、1 3 2 は、一次コイル 1 1 1 a ~ 1 1 3 b 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 1 0 0 の磁氣的結合が強いほど、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 1 0 0 の磁氣的結合が強い一次コイルを複数の一次コイル 1 1 1 a ~ 1 1 3 b から選択する。

【0 0 1 1】

すなわち、前記エネルギー検出回路 1 2 8、1 3 0、1 3 2 からの検出結果は、コンパレータ 1 3 6 に供給されており、コンパレータ 1 3 6 は、各エネルギー検出回路 1 2 8、1 3 0、1 3 2 の検出出力を比較し、エネルギー検出回路 1 2 8、1 3 0、1 3 2 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に前記スイッチ S W 1 ~ S W 3 のオン、オフを制御する。

10

【0 0 1 2】

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 1 0 0 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 1 1 1 a ~ 1 1 3 b 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 1 0 0 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 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】

【0 0 1 3】

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、通常を送電アンテナ（以下、一次コイルと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 1 0 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

【0 0 1 4】

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わることになり、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わり、徐々に駆動周波数と共振周波数がずれることになる。

【0 0 1 5】

そして、駆動周波数と共振周波数がずれた場合には、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 1 0 0 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

【0 0 1 6】

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 1 0 0 の給電効率が大幅に低下するといった問題点があった。

【0 0 1 7】

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

【 0 0 1 8 】

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】

【 0 0 1 9 】

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。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

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。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 2 】

(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。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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。

【0031】

20

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における電氣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が電氣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 とが電氣的に接続されている。

【 0 0 3 8 】

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 が電氣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。

【 0 0 3 9 】

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 が電氣的に接続されている。

10

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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 に一致するように前記発振器 9 を制御する。

【 0 0 4 2 】

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。

20

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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

【 0 0 4 5 】

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 T_1 ~ 温度 T_2 間の温度変化分 ΔT 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 C_1 ~ 容量値 C_2 間の容量値変化分 ΔC を求めることができる。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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 4 a と送電コイル 4 b 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 f_r は以下の式により決定される。

【0048】

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

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 4 a、4 b 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 f_r 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 f_r に発振器 9 の発振周波数を一致させるように制御すれば、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

【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 4 a、4 b 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 f_r 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 I 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 f_r 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。

20

【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。

30

【0053】

そして、制御部 10 は、ステップ S_1 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 S_2 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 f_r を算出して決定する。

40

【0056】

その後、制御部 10 は、ステップ S_3 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 f_r 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 f_r 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 f_r 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 f_r にて駆動される。

50

【 0 0 5 8 】

そして、制御部 10 は、ステップ S 4 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 S 1 から前記ステップ S 4 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 S 4 の処理は、必要でなければ行わなくても良い。

【 0 0 5 9 】

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

【 0 0 6 0 】

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。

【 0 0 6 1 】

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

【 0 0 6 2 】

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 13 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

【 0 0 6 3 】

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

【 0 0 6 4 】

（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。

【 0 0 6 5 】

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 1 A は、図 1 の前記第 1 の実

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 f_r 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 f_r 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 f_r 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 S 1 1 の処理で、電流検出部 1 2 からの共振用コンデンサ 5 の駆動電流 $D I$ 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 S 1 2 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 S 1 3 に移行する。

【0077】

すなわち、前記ステップ S 1 1 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 f_r とを一致させるために、駆動電流 $D I$ 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 $D I$ 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 f_r を一致させるように処理を行う。

【0079】

制御部 10 は、ステップ S 1 2 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 S 1 0 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 $D I$ を電流検出部 1 2 を用いて検出する。

【0080】

そして、制御部 10 は、再度ステップ S 1 1 の判断処理で、検出した駆動電流 $D I$ 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 $D I$ よりも検出した駆動電流 $D I$ 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 $D I$ 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 $D I$ と発振周波数 f を f シフトする前の駆動電流と比較していく。

【0081】

その後、制御部 10 は、駆動電流 $D I$ 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 $D I$ 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 $D I$ よりも検出した駆動電流 $D I$ 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 $D I$ と検出した駆動電流 $D I$ 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 $D I$ よりも検出した駆動電流 $D I$ 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 $D I$ 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 $D I$ 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 $D I$ が最大となる駆動周波数 f を見つけるまで、ステップ S 1 0 からステップ S 1 2 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 $D I$ が最大となると、ステップ S 1 1 の判断処理によって処理をステップ S 1 3 に移行する。

【0086】

すなわち、制御部 10 は、駆動電流 $D I$ が最大となる周波数 f 、つまり共振周波数 f_r を見つけると、ステップ S 1 3 の処理にて、この共振周波数 f_r 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 f_r 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 S 1 3 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、 $t = t + \quad t$ を計測する処理：ステップ S 1 4）を設けることで、一定時間経過後に、処理を再びステップ S 1 0 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 1 0 は、送電アンテナ 4 の駆動周波数を駆動電流 $D I$ が最大となる周波数 f に設定し、ステップ S 1 4 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 $D I$ を検出し（ステップ S 1 0）、駆動周波数に対して駆動電流 $D I$ が最大であるかどうか判断し（ステップ S 1 1）、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 S 1 2 を介してステップ S 1 0 ~ ステップ S 1 1、及びステップ S 1 3 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。

【0090】

このように、制御部 1 0 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 f_r が変化しても、確実に駆動周波数 f が共振周波数 f_r と一致するように追従させることが可能となり、効率的な送電アンテナ 4 の駆動が可能となる。

【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 1 0 が記憶部 1 1 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 f_r 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 $D I$ を検出し、駆動電流 $D I$ 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 f_r 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 4 a、4 b のインダクタンスが変化した事態にも対応可能となる。

【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 $D I$ を検出し、駆動電流 $D I$ 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 f_r を一致させることができる。

【0094】

また、第 1 の実施の形態のように、制御部 1 0 の記憶部 1 1 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 f_r 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 4 a、4 b 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

10

20

30

40

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に制御し、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 D_I 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 D_I 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

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 D_I 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可能となる。

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 D_I 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。

【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。

40

【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】

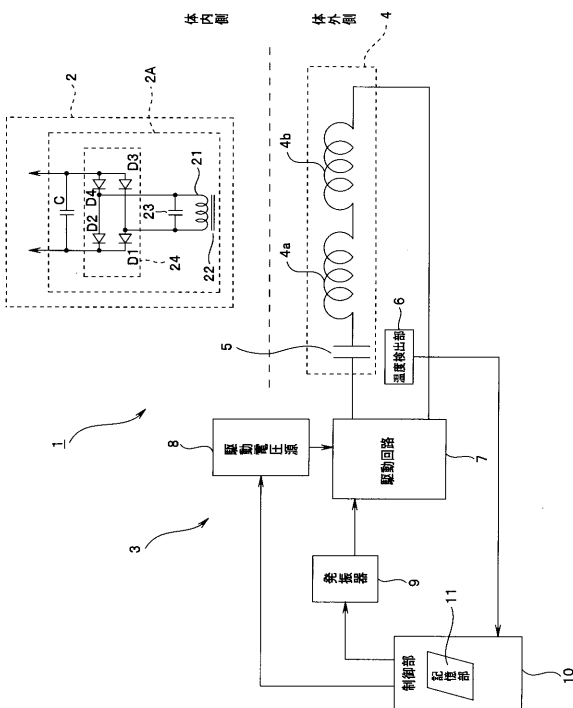
【0114】

- 1、1 A ... 無線給電システム、
 2 ... カプセル内視鏡、
 2 A ... 電源部、
 3 ... 無線給電装置、
 4 ... 送電アンテナ、
 4 a、4 b ... 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、
 23 ... 二次コイル、
 24 ... 整流回路、
 f r ... 共振周波数。

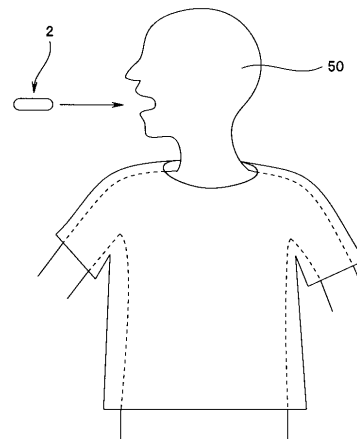
10

20

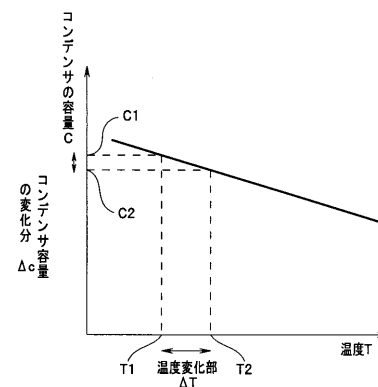
【図1】



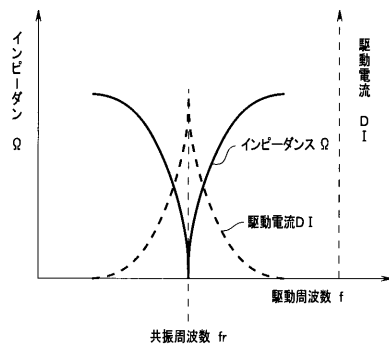
【図2】



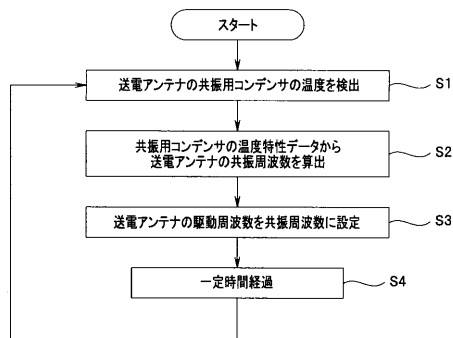
【図3】



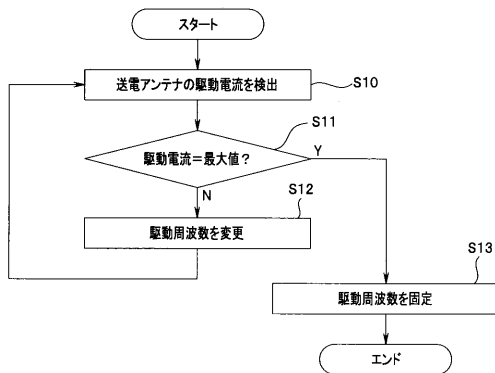
【図 4】



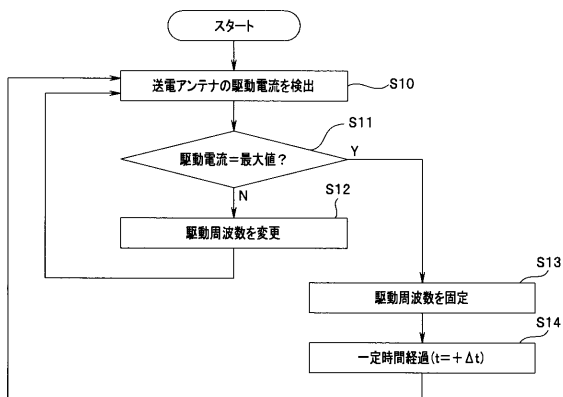
【図 5】



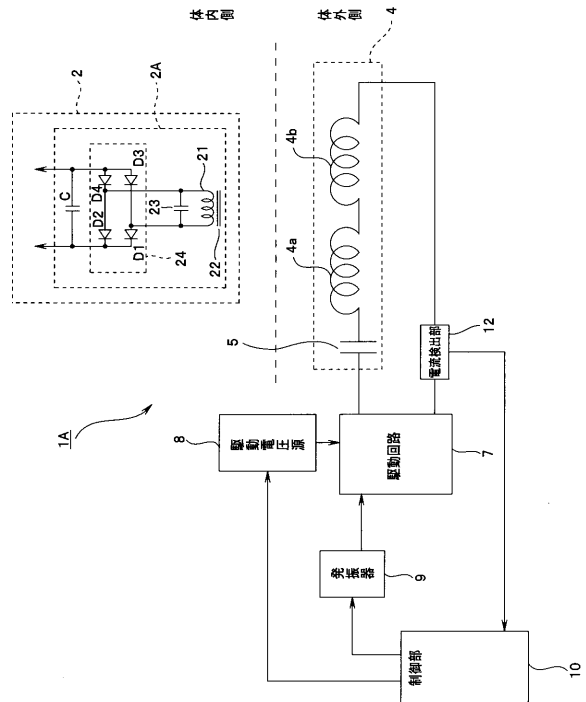
【図 7】



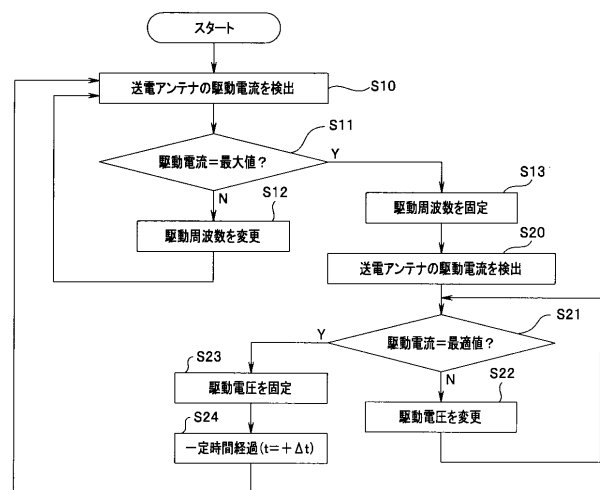
【図 8】



【図 6】



【図 9】



专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	JP2008263710A	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 H02J50/40		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/NN10 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/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	JP5075455B2		
外部链接	Espacenet		

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 f_r 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 f_r ，以控制振荡器9，使得驱动频率与谐振频率 f_r 一致时和控制单元10。点域1

