

(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2008-283792

(P2008-283792A)

(43) 公開日 平成20年11月20日(2008.11.20)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
H02J 17/00 (2006.01)	H02J 17/00 B	4C061
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 320B	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-126084 (P2007-126084)
 (22) 出願日 平成19年5月10日 (2007.5.10)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (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
 (72) 発明者 佐藤 憲
 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

最終頁に続く

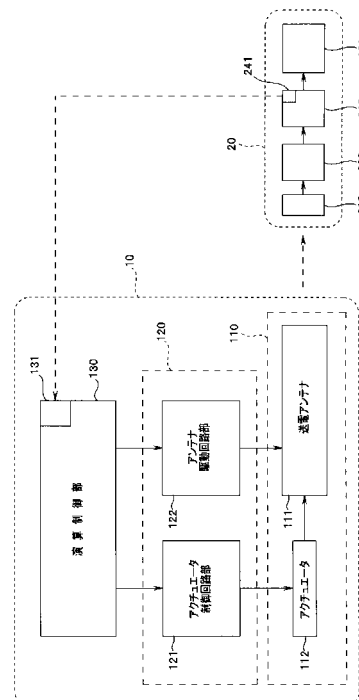
(54) 【発明の名称】 無線給電システム

(57) 【要約】

【課題】無線により電力を伝送する装置の小型化や省エネルギー化を図りつつ、電力伝送効率を向上する。

【解決手段】演算制御部130は、カプセル内視鏡20の受電アンテナ210の位置及び向きを検出した情報を受信し、この位置及び向き情報に基づいて、電力電送効率が最も高くなる送電アンテナ111の位置及び向きを演算する。そして、演算制御部130は、演算結果に基づいて駆動部120のアクチュエータ制御回路部121を制御し、送電アンテナ111の位置・向きを最適に設定した後、アンテナ駆動回路部122を介して送電アンテナ111を駆動し、磁界若しくは電磁界を発生させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

無線方式により送電アンテナから受電アンテナに電力を伝送する無線給電システムにおいて、

前記送電アンテナの位置及び向き少なくとも一方を可変可能な送電アンテナユニットと、

前記受電アンテナの受電状態或いは前記送電アンテナの送電状態に基づいて、前記送電アンテナユニットを駆動し、前記受電アンテナに対する前記送電アンテナの位置及び向きの少なくとも一方を可変制御する制御部と

を備えることを特徴とする無線給電システム。

10

【請求項 2】

前記受電アンテナの受電状態は、前記受電アンテナの位置及び向きであり、この受電アンテナの位置及び向きに一致するよう、前記送電アンテナの位置及び向きを可変制御することを特徴とする請求項 1 記載の無線給電システム。

【請求項 3】

前記受電アンテナの受電状態は、前記受電アンテナにおける受電電力量であり、この受電電力量が最大となるよう、前記送電アンテナの位置及び向きの少なくとも一方を可変制御することを特徴とする請求項 1 記載の無線給電システム。

【請求項 4】

前記送電アンテナの送電状態は、前記送電アンテナに流れる電流値であり、該電流値が最大となるよう、前記送電アンテナの位置及び向きの少なくとも一方を可変制御することを特徴とする請求項 1 記載の無線給電システム。

20

【請求項 5】

前記受電アンテナにおける受電電力量が予め設定した適正電力量となるよう、前記送電アンテナの送電電力を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れかに記載の無線給電システム。

【請求項 6】

前記受電アンテナは、カプセル内視鏡に内蔵される受電アンテナであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れかに記載の無線給電システム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、送電アンテナから受電アンテナに無線で電力を伝送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（一次コイル）から受電アンテナ（二次コイル）に、磁界若しくは電磁界により遠隔的に電力を伝送する技術が開発され、有線での電力供給が困難な各種機器への無線給電システムとして適用されている。

【0003】

40

このような無線給電システムの適用例は、例えば、特許文献 1（特開 2004 - 159456 号公報）に開示されている。この従来技術は、体外からの無線給電方式にて、体内のカプセル内視鏡等の医療用小型機器に電力を供給する無線給電システムへの適用例であり、患者の体内に存在する医療用小型機器に体外から磁界を印加し、医療用小型機器内に指向性を有する受電コイルを設けて電力を伝送するエネルギー供給装置として開示されている。

【0004】

図 20 に、特許文献 1 に開示の従来技術の構成例を示す。この構成例では、それぞれ異なる方向に磁界を発生するように設置される 3 組の一次コイル（一次コイル 11a, 11b、一次コイル 12a, 12b、及び、一次コイル 13a, 13b）と、3 組の一次コイ

50

ルに対して所定の周期で変化する電圧を供給する電源装置とを備え、3組の一次コイルから発生する磁界により、医療用小型機器100に備えられた二次コイル101に電氣的エネルギーを誘起させるように構成されている。

【0005】

このように構成することにより、一次コイル(送電コイル)の発生する磁界は x 、 y 、 z の3軸方向の成分を有することになり、機器がどのような向きにあっても、機器に備えられた二次コイル(受電コイル)には有効磁界が印加することになる。すなわち、機器がどのような向きにあっても、その機器に対して非接触にてエネルギーを供給できるようなエネルギー供給装置となっている。

【0006】

ここで、カプセル内視鏡における無線給電システムでは、受電コイルは患者が飲み込めるようなカプセル内視鏡内にあるため、非常に小型となっている。一方、送電コイルは、対となるコイルのコイル間距離と等しくなるようにその直径は設計されており、体の周囲に配置されるため、最低でも20~30cm程度以上となる。

【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】

【0007】

しかしながら、特許文献1(特開2004-159456号公報)に開示の技術においては、受電コイルは指向性を有するため、送電コイルと受電コイルとの角度を含めた位置関係によっては電力伝送効率が大きく変化してしまう。

【0008】

つまり、受電コイルの指向性を有する軸(有効軸)の方向と送電コイルの3軸のうちの1つの軸方向が一致するような位置及び向きである場合には、送電コイルと受電コイルとの間における電力伝送効率は最大となるが、受電コイルの有効軸方向が送電コイルの軸方向と一致しない場合、電力伝送効率が低下するという問題がある。

【0009】

例えば、受電コイルの有効軸方向が送電コイルの z (x 、 y)軸から45°傾いた場合には、 z (x 、 y)軸からの電力伝送効率は1/2程度に減少してしまう。また、前述したように、受電コイルは送電コイルに比較して非常に小型であり、送電コイルと受電コイルの寸法差が大きいことから、送電コイルで発生した磁界が受電コイルに鎖交する割合が少なくなり、効率的に電力が伝送できないことが予想される。

【0010】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、無線により電力を伝送する装置の小型化や省エネルギー化を図りつつ、電力伝送効率を向上することのできる無線給電システムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するため、本発明による無線給電システムは、無線方式により送電アンテナから受電アンテナに電力を伝送する無線給電システムにおいて、前記送電アンテナの位置及び向きの少なくとも一方を可変可能な送電アンテナユニットと、前記受電アンテナの受電状態或いは前記送電アンテナの送電状態に基づいて、前記送電アンテナユニットを駆動し、前記受電アンテナに対する前記送電アンテナの位置及び向きの少なくとも一方を可変制御する制御部とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、無線により電力を伝送する装置の小型化や省エネルギー化を図りつつ、電力伝送効率を向上することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

10

20

30

40

50

本発明の無線給電システムは、送電側の装置に備えられた送電アンテナから受電側の装置に備えられた受電アンテナに、無線（ワイヤレス）で電力を伝送するシステムである。以下に説明する各実施の形態においては、受電側の装置として、被検体の内部の画像を取得する主として医療用の小型機器であるカプセル内視鏡を例にとって説明するが、本発明は、受電側装置としてカプセル内視鏡以外にも適用可能であることは勿論である。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 1 4 】

[第 1 形 態]

図 1 ~ 図 6 は本発明の実施の第 1 形態に係り、図 1 は無線給電システムの構成図、図 2 は被験者を正面方向から見たときの送電アンテナとカプセル内視鏡との位置関係を示す説明図、図 3 は被験者を横方向から見たときの送電アンテナとカプセル内視鏡との位置関係を示す説明図、図 4 は被験者を上方向から見たときの送電アンテナとカプセル内視鏡との位置関係を示す説明図、図 5 は送電アンテナの可変状況を示す説明図、図 6 は制御の流れを示すフローチャートである。

10

【 0 0 1 5 】

図 1 に示す無線給電システムは、電力を無線送電する側の送電装置 10 と、受電側のカプセル内視鏡 20 とにより構成されている。カプセル内視鏡 20 は、本形態においては、被験者の体内に経口挿入される医療用小型機器であり、被験者の体内で外部の送電装置 10 から伝送される電力を受電して作動電力を確保し、体内の消化器系臓器等の画像を撮像して外部に送信する。

20

【 0 0 1 6 】

先ず、送電装置 10 の構成について説明する。送電装置 10 は、電力伝送のための磁界若しくは電磁界の放射方向及び位置を可変可能な送電アンテナユニット 110、この送電アンテナユニット 110 を駆動制御する制御部として、駆動部 120 及び演算制御部 130 を備えて構成されている。尚、駆動部 120 及び演算制御部 130 は、送電アンテナユニット 110 内に設けても良く、送電アンテナユニット 110 とは別体の装置として設けても良い。

【 0 0 1 7 】

送電アンテナユニット 110 は、磁界若しくは電磁界を発生させる送電アンテナ 111 と、この送電アンテナ 111 の位置及び向き（方向）を可変するための機構を駆動するアクチュエータ 112 とを主として構成され、アクチュエータ 112 を介して送電アンテナ 111 の位置及び向きを任意に可変することができる。送電アンテナユニット 110 の可変機構の具体的な構成については後述する。

30

【 0 0 1 8 】

尚、送電アンテナ 111 から発生させる磁界若しくは電磁界とは、比較的周波数の低い交流磁界や周期的に大きさが変化する磁界、高周波のマイクロ波等を含むものとする。本形態においては、送電アンテナ 111 は単体のコイルで構成され、コイルの中心軸方向に指向性を有している。

【 0 0 1 9 】

駆動部 120 は、演算制御部 130 からの制御信号を受けてアクチュエータ 112 を駆動し、送電アンテナ 111 の位置及び向きを制御するアクチュエータ制御回路部 121 と、演算制御部 130 からの制御信号を受けて送電アンテナ 111 を駆動するアンテナ駆動回路部 122 とを備えて構成されている。

40

【 0 0 2 0 】

演算制御部 130 は、カプセル内視鏡 20 の受電アンテナ 210 の位置及び向きを検出した情報を受信アンテナ 131 を介して受信し、この位置及び向き情報に基づいて、電力電送効率が最も高くなる送電アンテナ 111 の位置及び向きを演算する。そして、演算制御部 130 は、演算結果に基づいて駆動部 120 のアクチュエータ制御回路部 121 を制御し、送電アンテナ 111 の位置・向きを最適に設定した後、アンテナ駆動回路部 122 を介して送電アンテナ 111 を駆動し、磁界若しくは電磁界を発生させる。

50

【 0 0 2 1 】

一方、受電装置となるカプセル内視鏡 2 0 は、受電アンテナ 2 1 0 と、受電回路部 2 2 0 と、機器部 2 3 0 とを基本構成として、更に、受電アンテナ 2 1 0 の位置及び向きを検出する位置・方位検出部 2 4 0 を備えている。

【 0 0 2 2 】

受電アンテナ 2 1 0 は、本形態においては、カプセル内視鏡 2 0 の長手方向に指向性を有するソレノイド型のコイルによって構成されている。以下では、送電アンテナ 1 1 1 及び受電アンテナ 2 1 0 共に、指向性を示す方向を有効軸とする。

【 0 0 2 3 】

尚、受電アンテナ 2 1 0 は、空芯コイル或いは内部に透磁率の高い強磁性体のコアを有するコイルの何れでも良いが、受電効率を高めるため、強磁性体のコアを有するコイルを用いても良い。

【 0 0 2 4 】

受電回路部 2 2 0 は、受電アンテナ 2 1 0 に印加された磁界若しくは電磁界を電力に変換し、機器部 2 3 0 に適した電源とする。例えば、機器部 2 3 0 が直流電源を必要とする場合、受電回路部 2 2 0 は、整流回路、平滑回路、二次電池や電気二重層コンデンサ等で構成され、機器部 2 3 0 に直流電流を供給する。

【 0 0 2 5 】

機器部 2 3 0 は、カプセル内視鏡としての主機能部に相当し、撮像部、画像処理部、情報伝達部等を備え、受電回路部 2 2 0 から供給される電力により動作する。

【 0 0 2 6 】

撮像部は、被写体を照明するための発光ダイオード等による照明系、被写体像を撮像素子の受光面に結像させるための撮像光学系、CMOS イメージセンサ等の撮像素子及びこの撮像素子を駆動・制御するための回路等からなる撮像系を備えて構成されている。

【 0 0 2 7 】

また、画像処理部は、撮像素子から出力される電気信号（画像信号）を受けて所定の信号処理を施すものであり、この画像処理部で処理された信号は、情報伝達部から外部に送信される。情報伝達部は、画像処理部で処理された信号を外部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備えて構成されている。

【 0 0 2 8 】

尚、カプセル内視鏡 2 0 の情報伝達部から送信された信号は、被験者の体外に配置された体外ユニット（図示せず）等で受信され、カプセル内視鏡 2 0 で撮像した画像情報が記憶・蓄積される。この体外ユニットに記憶・蓄積された画像は、モニタ等に表示されて観察することができる。

【 0 0 2 9 】

位置・方位検出部 2 4 0 は、例えば、ジャイロ等を応用した検出手法、超音波や電波の伝搬を利用した検出手法等を用いて、体内におけるカプセル内視鏡 2 0 の位置・向きを、受電アンテナ 2 1 0 の位置・向きとして検出するものであり、検出した位置及び向き情報を演算制御部 1 3 0 に伝達するための送信アンテナ 2 4 1 を備えている。

【 0 0 3 0 】

尚、この位置・方位検出部 2 4 0 は、カプセル内視鏡 2 0 内と体外との双方或いは一方に設けた装置として構成し、カプセル内視鏡の位置及び向き情報を検出するようにしても良く、例えば X 線による人体透過画像により、これら情報を検出しても良い。

【 0 0 3 1 】

前述したように、本実施の形態では、位置・方位検出部 2 4 0 から送信されたカプセル内視鏡 2 0 の位置及び向き情報（受電アンテナ 2 1 0 の位置及び向き情報）を演算制御部 1 3 0 で受信し、この位置及び向き情報に基づいて、送電アンテナ 1 1 1 の位置・向きが可変制御される。次に、送電アンテナ 1 1 1 の位置・向きを可変とする送電アンテナユニット 1 1 0 の構成について説明する。

【 0 0 3 2 】

10

20

30

40

50

図 2 乃至図 5 に示すように、送電アンテナユニット 110 は、環状のガイドレール 113 と、このガイドレール 113 の外周に沿って移動可能なアクチュエータ部 114 と、このアクチュエータ部 114 に連設されてガイドレール 113 の中心軸と略並行に延出されるアーム 115 と、アーム 115 の先端側に取り付けられる送電アンテナ 111 とから構成されている。

【0033】

アクチュエータ部 114 には、モータ等からなるアクチュエータ 112 が内蔵され、このアクチュエータ 112 の作動により、ガイドレール 113 の外周に沿って移動すると共に、アーム 115 を進退動作させ、送電アンテナ 111 を所望の位置に移動させることができる。

10

【0034】

また、アクチュエータ部 114 は、アクチュエータ 112 の作動により、アーム 115 を介して送電アンテナ 111 を 3 次元的に揺動させ、所望の方向に送電アンテナ 111 を向けることができる。すなわち、送電アンテナ 111 は、図 5 に示すように、 x 、 y 、 z の 3 軸の各方向それぞれに、或いは 3 軸を自由に組み合わせた方向に回転可能となっており、任意の方向に向きを変えることができるようになっている。

【0035】

尚、アクチュエータ 112 としては、モータに限定されることなく、他の動力源を用いても良い。

【0036】

送電アンテナユニット 110 は、被験者 HM の体外に配置され、カプセル内視鏡 20 が被験者 HM の体内にて正常に動作するような位置及び向きに制御される。すなわち、被験者 HM の身体の前方向を x 軸方向、身体の左右方向（幅方向）を y 軸方向、身体の上方向（身長方向）を z 軸方向としたとき、図 2 乃至図 4 に示すように、送電アンテナユニット 110 は、被験者 HM の身体脇下の x 軸方向にガイドレール 113 が配置されると共に、アーム 115 が z 軸に沿って下方に延出されるように配置される。

20

【0037】

従って、被験者 HM の体内のカプセル内視鏡 20 の位置及び向きに追従して、送電アンテナ 111 の位置及び向きを自由に変えることが可能であり、カプセル内視鏡 20 の位置に拘わらず、送電アンテナ 111 の有効軸と受電アンテナ 210 の有効軸とを略一致させ、電力伝送効率を向上させることができる。

30

【0038】

次に、以上の構成による無線給電システムの動作について、図 6 のフローチャートを用いて説明する。ここでは、カプセル内視鏡 20 の位置及び向き情報に基づいて送電アンテナ 111 の位置及び向きを制御・決定する処理について説明する。

【0039】

最初のステップ S1、S2 の処理は、カプセル内視鏡 20 側の処理であり、先ず、カプセル内視鏡 20 の位置・方位検出部 240 は、カプセル内視鏡 20 の位置及び方位情報を検出する（ステップ S1）。次に、位置・方位検出部 240 は、検出した位置及び方位情報を送信アンテナ 241 を介して送電装置 10 の演算制御部 130 に送信する（ステップ S2）。

40

【0040】

続くステップ S3 以降は、送電装置 10 側の処理であり、演算制御部 130 は、カプセル内視鏡 20 から伝送された位置及び方位情報に基づいて、カプセル内視鏡 20 内の受電アンテナ 210 の有効軸と送電アンテナ 111 の有効軸とが一致するような送電アンテナ 111 の位置及び向きを決定する。決定された送電アンテナ 111 の位置及び向きの情報は、アクチュエータ制御回路部 121 に伝達される（ステップ S3）。

【0041】

アクチュエータ制御回路部 121 は、演算制御部 130 からの情報に基づき、送電アンテナ 111 が最適な位置及び向きとなるようにアクチュエータ 112 を駆動する（ステッ

50

ブS4)。このアクチュエータ112の駆動により、先ず、アクチュエータ部114がガイドレール113上を移動し、アーム115端部の送電アンテナ111がカプセル内視鏡20に対して最適な位置に調整される。そして、送電アンテナ111が所望の位置まで移動した後、アクチュエータ112により送電アンテナ111の向きが最適な向きとなるように可変・調整される。

【0042】

送電アンテナ111の位置及び向きが最適に調整されると、アンテナ駆動回路部122により送電アンテナ111が所定の電力で駆動され、カプセル内視鏡20の受電アンテナ210に向けて磁界若しくは電磁界が印加される(ステップS5)。この送電アンテナ111からの磁界若しくは電磁界が受電アンテナ210で受信されて電力に変換され、カプセル内視鏡20の動作電力が得られる。

10

【0043】

ここで、送電アンテナ111の位置及び向きの制御は、リアルタイムで行っても良いし、あるいは一定間隔で行っても良い。若しくは、送電アンテナ111とカプセル内視鏡20(受電アンテナ210)とが所定の関係を外れた場合に、送電アンテナ111の位置及び向きの制御を行っても良い。更に、送電コイルの位置及び向きの両方を必ずしも制御する必要はなく、位置又は向きのどちらか一方のみを制御しても良い。

【0044】

以上のように、送電アンテナの位置及び向きが決定されると、送電アンテナの有効軸と受電アンテナの有効軸とが一致或いはほぼ一致ようになるため、この時点で送電アンテナからカプセル内視鏡内の受電アンテナに向けて磁界若しくは電磁界を印加すると、電力伝送効率が高くなり、受電アンテナつまりカプセル内視鏡において、高効率の電力を得ることができる。

20

【0045】

また、送電アンテナは位置及び向きとも可変となっているため、カプセル内視鏡により検査される体内臓器全てをカバーするような大きさは必要なく、より小型サイズのコイルで構成することが可能となる。このように、送電アンテナを小型化すれば、送電アンテナと受電アンテナの断面積の大きさの差が小さくなり、受電アンテナとの有効鎖交磁束割合が送電アンテナが大きい場合と比べて増加するため、更なる効率の向上が図れる。更に、電力伝送効率が向上するため、ムダな電力の送電が不要となり、省エネルギー化も実現できる。

30

【0046】

尚、以上では、送電アンテナをコイル単体で構成する場合について説明したが、身体内のカプセル内視鏡に対して、対向する位置にもコイルを別途配置してヘルムホルツ型のような送電アンテナとすることも可能である。

【0047】

[第2形態]

次に、本発明の実施の第2形態について説明する。図7~図11は本発明の実施の第2形態に係り、図7は無線給電システムの構成図、図8は制御の流れを示すフローチャート、図9は送電アンテナの仮の位置決定を示す説明図、図10は送電アンテナの仮の向き決定を示す説明図、図11は送電アンテナの最終的な位置及び向きの決定を示す説明図である。

40

【0048】

第2形態は、カプセル内視鏡20で実際に受電する電力を測定し、この受電電力の測定結果に基づいて、送電アンテナ111の位置及び向きを最適に制御するものである。このため、図7に示すように、第2形態の無線給電システムは、第1形態に対して、受電装置となるカプセル内視鏡20の一部を変更し、これに対応して送電装置10の演算制御部130における処理を一部変更している。

【0049】

具体的には、第2形態のカプセル内視鏡20Aは、第1形態のカプセル内視鏡20の位

50

置・方位検出部 240 に代えて、受電電力モニタ部 250 を備えている。受電電力モニタ部 250 は、カプセル内視鏡内の電気負荷に応じて受電アンテナ 210 のコイル両端電圧・電流の双方或いは一方を測定する等して受電電力をモニタし、受電電力量情報を送信アンテナ 251 から送電装置 10 の演算制御部 130 へ無線伝送する。

【0050】

演算制御部 130 は、カプセル内視鏡 20A からの受電電力量情報に基づいて、カプセル内視鏡 20A の受電電力がより大きくなるよう、送電アンテナ 111 の位置及び向きを反復的に可変設定し、最終的にカプセル内視鏡 20A の受電電力が最大となる送電アンテナ 11 の位置及び向きを決定する。そして、決定した位置及び向きで送電アンテナ 111 を駆動する。

10

【0051】

その他の構成は第 1 形態と同様であり、第 1 形態と同じ構成要素については、同じ符号を付して、その説明を省略する。

【0052】

以下、第 2 形態における制御例について、図 8 のフローチャートを用いて説明する。

【0053】

まず、カプセル内視鏡 20A の受電電力モニタ部 250 により、カプセル内視鏡 20A 内の受電アンテナ 210 における受電電力量が検出され（ステップ S11）、受電電力量情報が送信アンテナ 251 から演算制御部 130 に伝送される（ステップ S12）。演算制御部 130 は、伝送された受電電力量情報を、内部のワークメモリに記憶する（ステップ S13）。

20

【0054】

次のステップ S14～S16 の処理は、アンテナ駆動回路部 122 を介して送電アンテナ 111 を一定の電力で駆動し、送電電力を一定に保ったまま、アクチュエータ制御回路部 121 を介して送電アンテナ 111 の位置及び向きを可変する動作を繰り返すことにより、カプセル内視鏡 20A の受電電力が最大となる送電アンテナ 111 の位置及び向きを決定する処理である。

【0055】

具体的には、まず、演算制御部 130 は、ワークメモリに記憶した前回の受電電力量情報と、新たに入力される受電電力量情報とを逐次比較しながら、受電電力量が最大となるであろう仮の位置をおおよそ決定し、アクチュエータ 112 を駆動制御して送電アンテナ 111 を仮決め位置まで移動させる。この仮決め位置では、図 9 に示すように、カプセル内視鏡 20A の向きと送電アンテナ 111 の向きとは、必ずしも一致しない。

30

【0056】

次に、仮の位置決めの後、同様にカプセル内視鏡 20A から入力される受電電力量情報を逐次比較することにより、図 10 に示すように、送電アンテナ 111 の向きをおおよそ決定し、アクチュエータ 112 を駆動制御して送電アンテナ 111 を仮決め位置の向きとなるように移動させる。

【0057】

続いて、同様の動作（位置の仮決め及び向きの仮決め）を繰り返して行うことにより、図 11 に示すように、カプセル内視鏡 20A の受電電力が最大となる送電アンテナ 111 の最適な位置及び向きを最終的に決定する。そして、アクチュエータ 112 を駆動し、送電アンテナ 111 の位置及び向きを最終的な位置及び向きにセットする。

40

【0058】

送電アンテナ 111 が最終的な位置及び向きにセットされた後は、ステップ S17 の処理へ移り、演算制御部 130 は、アンテナ駆動回路部 122 を介して送電アンテナ 111 を駆動し、受電アンテナ 210 すなわちカプセル内視鏡 20A に向けて磁界若しくは電磁界を印加する。この送電アンテナ 111 からの磁界若しくは電磁界が受電アンテナ 210 で受信され、電力に変換されてカプセル内視鏡 20A の動作電力が得られる。

【0059】

50

この場合、送電アンテナ 1 1 1 の位置及び向きは、受電電力量に拘わらずリアルタイムで行っても良いし、或いは一定間隔で行っても良い。もしくは、カプセル内視鏡 2 0 A の受電アンテナ 2 1 0 の受電電力量が所定の電力量を外れた場合に、送電アンテナ 1 1 1 の位置及び向きは、制御を行っても良い。更に、送電アンテナ 1 1 1 の位置及び向きは、両方を必ずしも制御する必要はなく、位置又は向きのどちらか一方のみを制御するようにしても良い。

【 0 0 6 0 】

以上のようにして送電アンテナの位置及び向きが決定されると、受電アンテナの有効軸と送電アンテナの有効軸とが一致或いはほぼ一致ようになる。従って、この時点で送電アンテナからカプセル内視鏡内の受電アンテナに向けて磁界若しくは電磁界を印加することにより、電力伝送効率が高くなり、受電アンテナつまりカプセル内視鏡において高効率の電力を得ることができる。

10

【 0 0 6 1 】

また、送電アンテナは位置及び向きとも可変となっているため、カプセル内視鏡により検査される体内臓器全てをカバーするような大きさは必要なく、より小型サイズのコイルで構成することが可能となる。このように、送電アンテナを小型化すれば、送電アンテナと受電アンテナとの断面積の大きさの差が小さくなり、受電アンテナの有効鎖交磁束割合が送電アンテナが大きい場合と比べて相対的に増加するため、更なる効率の向上を図ることができる。更に、電力伝送効率が向上するため、ムダに電力を送電することがなくなり、省エネルギー化も実現することができる。

20

【 0 0 6 2 】

尚、以上では、送電アンテナを単体で使用する場合について説明したが、身体内のカプセル内視鏡に対して、対向する位置にもコイルを別途配置してヘルムホルツ型のような送電アンテナとすることも可能である。

【 0 0 6 3 】

また、以上の説明では、カプセル内視鏡の受電電力量情報から、それぞれ送電アンテナの最適な位置及び向きを決定する例について説明したが、カプセル内視鏡の受電電力量情報に、第 1 形態で説明したカプセル内視鏡の位置及び方位情報を適宜組み合わせることにより、送電コイルの最適な位置及び向きを決定するようにしても良い。

30

【 0 0 6 4 】

[第 3 形態]

次に、本発明の実施の第 3 形態について説明する。図 1 2 ~ 図 1 5 は本発明の実施の第 3 形態に係り、図 1 2 は磁気的な結合状態が弱い送電アンテナと受電アンテナとの配置関係を示す説明図、図 1 3 は磁気的な結合状態が強い送電アンテナと受電アンテナとの配置関係を示す説明図、図 1 4 は無線給電システムの構成図、図 1 5 は制御の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 6 5 】

第 3 形態は、送電アンテナと受電アンテナとの結合状態に基づいて、送電アンテナの最適な位置及び向きを決定するものであり、両者の結合状態は、送電アンテナの電流量から判断する。

40

【 0 0 6 6 】

すなわち、送電アンテナの駆動電圧が一定の場合、送電アンテナに流れる電流量は、送電アンテナと受電アンテナとの磁気的な結合状態に応じ増減し、送電アンテナと受電アンテナとの磁気的な結合状態が高くなる程、つまり、より効率の良い送電状態になる程、送電アンテナの電流量が増加する。

【 0 0 6 7 】

例えば、送電アンテナと受電アンテナとの配置関係が図 1 2 , 図 1 3 に示すような関係にある場合について、両者を比較する。図 1 2 の例では、被験者 H M の体内にあるカプセル内視鏡 2 0 (カプセル内視鏡 2 0 A) の受電アンテナ有効軸に対して、送電アンテナ 1 1 1 の有効軸が異なる方向にずれており、磁気的な結合状態が弱くなっている。これに対

50

し、図 13 の例では、カプセル内視鏡 20 (カプセル内視鏡 20A) の受電アンテナ有効軸に、送電アンテナ 111 のコイル有効軸がほぼ一致しており、磁気的な結合が強く、図 12 の配置関係にあるときよりも送電アンテナ 111 に流れる電流値が増加する。

【0068】

以上を踏まえて、第 3 形態の無線給電システムは、図 14 に示すように、第 1 形態或いは第 2 形態の送電装置 10 に対して、送電アンテナ 111 の電流値を検出する電流検出部 123 を付加した送電装置 10A と、機能を簡素化したカプセル内視鏡 20B とによって構成されている。

【0069】

カプセル内視鏡 20B は、第 1 形態のカプセル内視鏡 20、或いは第 2 形態のカプセル内視鏡 20A に対し、位置・方位検出部 240 や受電電力モニタ部 250 を備える必要がなく、受電アンテナ 210 と受電回路部 220 と機器部 230 とによる基本構成のカプセル内視鏡を用いることができる。

【0070】

尚、この位置・方位検出部 240 や受電電力モニタ部 250 を不要とすることにより、送電装置 10A の演算制御部 130 においても、受信アンテナ 131 が不要となる。

【0071】

このような構成による第 3 形態の無線給電システムは、図 15 のフローチャートに示す制御により、送電アンテナ 111 の位置及び向きが最適化される。

【0072】

すなわち、まず、最初のステップ S21 の処理として、電流検出部 123 は、送電アンテナ 111 に通電されている電流値を測定し、測定した電流値を演算制御部 130 に伝達してワークメモリに格納する (ステップ S22)。

【0073】

次に、ステップ S23 の処理として、演算制御部 130 は、アンテナ駆動回路 122 を介して送電アンテナ 111 に印加する電圧を一定に維持しながら磁界若しくは電磁界を発生させ、アクチュエータ制御回路部 121 を介して送電アンテナ 111 の位置及び向きを逐次変化させる。このとき、演算制御部 130 は、送電アンテナ 111 の位置及び向きを変化させる毎に、電流検出部 123 で送電アンテナ 111 の電流値を測定し、ワークメモリに記憶されている前回の位置及び向きでの電流値と比較する。

【0074】

以上の処理を繰り返し、演算制御部 130 は、電流値が最も大きくなる位置及び方向を、送電アンテナ 111 の最適な位置及び向きとして決定し、決定した位置及び向きに基づく制御情報をアクチュエータ制御回路部 121 に伝達する (ステップ S24)。これにより、アクチュエータ制御回路部 121 は、アクチュエータ 112 を駆動して、送電アンテナ 111 を最適な位置及び向きに移動させる (ステップ S25)。

【0075】

送電アンテナ 111 が最適な位置及び向きに移動した後、演算制御部 130 は、アンテナ駆動回路部 122 を介して送電アンテナ 111 を駆動し、カプセル内視鏡 20B すなわち受電アンテナ 210 に向けて磁界若しくは電磁界を印加する (ステップ S26)。この送電アンテナ 111 からの磁界若しくは電磁界が受電アンテナ 210 で受信され、電力に変換されてカプセル内視鏡 20B の動作電力が得られる。

【0076】

以上の送電アンテナ 111 の位置及び向きへの具体的な制御は、第 2 形態における受電電力量が最大となる位置及び向きへの制御と同様であり、ここで、図 9 ~ 図 11 を用いて説明する。

【0077】

図 9 に示すように、演算制御部 130 は、ワークメモリに記憶した前回の位置及び向きでの送電アンテナ 111 の電流値と、新たな位置及び向きでの電流値とを逐次比較しながら、電流値が最大となる仮の位置をおおよそ決定し、図 9 に示すように、アクチュエータ

10

20

30

40

50

112を駆動制御して送電アンテナ111を仮決めの位置まで移動させる。次に、仮の位置決めの後、図10に示すように、送電アンテナ111の向きをおおよそ決定し、アクチュエータ112を駆動制御して送電アンテナ111を仮決めの向きとなるように移動させる。

【0078】

続いて、同様の動作（位置の仮決め及び向きの仮決め）を繰り返して行うことにより、図11に示すように、送電アンテナ111の電流値が最大となる位置及び向きを、最終的に送電アンテナ111の最適な位置及び向きとして決定し、アクチュエータ112を駆動し、送電アンテナ111の位置及び向きを最終的な位置及び向きにセットする。

【0079】

この場合、送電アンテナ111の位置及び向きの制御は、リアルタイムで行っても良いし、或いは一定間隔で行っても良い。もしくは、送電アンテナ111の電流値が所定の値を外れた場合に、送電アンテナ111の位置及び向きの制御を行っても良い。更に、送電アンテナ111の位置及び向きの両方を必ずしも制御する必要はなく、位置又は向きのどちらか一方のみを制御しても良い。

【0080】

以上のようにして送電アンテナの位置及び向きが決定されると、受電アンテナの有効軸と送電アンテナの有効軸とが一致或いはほぼ一致ようになるため、この時点で送電アンテナからカプセル内視鏡内の受電アンテナに向けて磁界若しくは電磁界を印加することにより、電力伝送効率が高くなり、受電アンテナつまりカプセル内視鏡において高効率の電力を得ることができる。

【0081】

また、送電アンテナは位置及び向きとも可変となっているため、カプセル内視鏡により検査される体内臓器全てをカバーするような大きさは必要なく、より小型サイズのコイルで構成することが可能となる。このように、送電アンテナを小型化すれば、送電アンテナと受電アンテナとの断面積の大きさの差が小さくなり、受電アンテナの有効鎖交磁束割合が送電アンテナが大きい場合と比べて相対的に増加するため、更なる効率の向上を図ることができる。更に、電力伝送効率が増加するため、ムダに電力を送電することがなくなり、省エネルギー化も実現することができる。

【0082】

尚、以上では、送電アンテナを単体で使用する場合について説明したが、身体内のカプセル内視鏡に対して、対向する位置にもコイルを別途配置してヘルムホルツ型のような送電アンテナとすることも可能である。

【0083】

また、以上の第3形態の説明では、送電アンテナの電流値から送電アンテナの最適な位置及び向きを決定する例について説明した。この例では、前述の第1形態や第2形態に対し、位置・方位検出部240や受電電力モニタ部250を用いる必要がなく、カプセル内視鏡の構成を簡素化することができるが、第1形態や第2形態と組み合わせることも可能である。すなわち、本形態の送電アンテナの電流値を最大とする手法、第1形態のカプセル内視鏡の位置及び方位情報を用いる手法、第2形態のカプセル内視鏡の受電電力量情報を用いる手法を適宜組み合わせ、送電コイルの最適な位置及び向きを決定するようにしても良い。

【0084】

[第4形態]

次に、本発明の実施の第4形態について説明する。図16は本発明の実施の第4形態に係り、制御の流れを示すフローチャートである。

【0085】

第4形態は、送電アンテナの位置及び向きを決定した後、カプセル内視鏡（受電アンテナ）の受電電力量に応じて送電コイルの送電電力を制御するものである。

【0086】

10

20

30

40

50

ここでは、第2形態と同様にカプセル内視鏡の受電電力量に基づいて送電アンテナの位置及び向きを最適に設定した後、カプセル内視鏡の受電電力量に応じて送電電力を制御する例について説明するが、第1形態と同様にカプセル内視鏡の位置及び向きを検出して送電アンテナの位置及び向きを最適に決定した後、カプセル内視鏡の受電電力量に応じて送電電力を制御するようにしても良い。

【0087】

第4形態は、以下に説明するように、第2形態に対して、演算制御部130内にカプセル内視鏡を正常に動作させるに適正な電力情報を記憶しておくものであり、その他の構成は、第2形態と同様である(図7のシステム構成参照)。

【0088】

以下、このカプセル内視鏡の受電電力量に応じた送電電力の制御について、図16のフローチャートを用いて説明する。

【0089】

先ず、ステップS31の処理として、カプセル内視鏡に設けられた受電電力モニタ部250により受電アンテナ210における受電電力量を検出し、この受電電力量が最大となる送電アンテナ111の位置及び向きを決定し、所定の電力で送電アンテナ111を駆動する。

【0090】

このステップS31の処理は、前述の第2形態で説明した通りであるが、第1形態で説明したように、受電アンテナ210の位置及び向きを検出して送電アンテナ111の位置及び向きを決定する場合には、受電アンテナ210の有効軸と送電アンテナ111の有効軸とが一致するように送電アンテナ111の位置及び向きを決定した後、送電アンテナ111を所定の電力で駆動する。

【0091】

次に、受電電力モニタ部250は、カプセル内視鏡内の受電アンテナ210における受電電力量を改めて検出し、受電電力情報を送信アンテナ251から演算制御部130に送信する(ステップS32)。

【0092】

受電電力情報を受けた演算制御部130は、伝送された受電電力量情報と予め記憶しているカプセル内視鏡の適正電力情報とを比較することにより、受電電力量が適切な範囲内にあるか否かを判定し、送電電力の増減範囲を決定する(ステップS33)。カプセル内視鏡の適正電力情報は、カプセル内視鏡の正常動作を保証する電源電圧範囲及び電流容量に基づいて予め設定されるものである。

【0093】

そして、演算制御部130は、アンテナ駆動回路部122に送電電力増減の制御情報を伝達し、カプセル内視鏡の受電電力量が少ない場合には、送電アンテナ111からの送電電力を増大させ、カプセル内視鏡の受電電力量が多い場合、送電アンテナ111の送電電力を減少させる(ステップS34)。この送電電力の増減制御は、送電アンテナ111からカプセル内視鏡に向けて印加される磁界若しくは電磁界の強弱によって達成される。

【0094】

尚、カプセル内視鏡の受電電力量が適切な範囲内にあるか否かの判定は、リアルタイムで行っても良いし、或いは一定時間間隔毎に行っても良い。

【0095】

第4形態においても、前述の各形態と同様、カプセル内視鏡の受電電力量を適切な範囲内に設定することができ、また、受電アンテナに対して送電アンテナを大きくする必要がなく、小型化が可能となる。

【0096】

更に、第4形態においては、送電アンテナから必要以上の電力を送電することを回避し、送電効率をより向上することが可能であり、省エネルギー効果をより高めることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 7 】

[第 5 形 態]

次に、本発明の実施の第 5 形態について説明する。図 1 7 ~ 図 1 9 は本発明の実施の第 5 形態に係り、図 1 7 は受電アンテナの説明図、図 1 8 は送電アンテナとカプセル内視鏡との配置関係を示す説明図、図 1 9 はヘルムホルツ型送電アンテナの位置制御を示す説明図である。

【 0 0 9 8 】

以上の各実施の形態では、カプセル内視鏡内の受電アンテナが 1 軸のコイル有効軸を有し、カプセル内視鏡の長手方向に指向性を有する場合について説明したが、第 5 形態では、受電アンテナのコイル有効軸が多軸である場合について説明する。

10

【 0 0 9 9 】

多軸のコイル有効軸を有する受電アンテナの例は、図 1 7 に示される。図 1 7 に示す受電アンテナ 2 1 0 A は、3 軸の有効軸を持つものであり、磁性体 2 1 1 に巻回されるコイル 2 1 2 が x , y , z の 3 軸方向に互いに直交するように構成されている。ここでは、コイル 2 1 2 を磁性体 2 1 1 に巻いた構成としたが、空芯コイルでも構わない。

【 0 1 0 0 】

このように、互いに直交する 3 軸の有効軸を有する受電アンテナを用いると、1 軸のみの有効軸を有する受電アンテナに比べて送電アンテナの有効軸と一致し易くなり、送電アンテナの最適な位置及び向きをより簡単に決定することが可能となる。送電アンテナと受電アンテナの有効軸が一致した場合には、第 1 形態或いは第 2 形態で説明したように、電力伝送効率が向上し、受電コイルではカプセル内視鏡の動作に十分な電力が得られる。

20

【 0 1 0 1 】

このような多軸の有効軸を有する受電アンテナに対しては、1 つの送電アンテナを用いても良いが、複数の送電アンテナを用いることがより効果的である。すなわち、1 軸の有効軸を有する受電コイルを用いた場合には、有効軸と一致する送電コイルの位置及び向きは 1 ヶ所のみであるが、3 軸の有効軸を有する受電アンテナを用いると、受電アンテナの有効軸と一致する位置及び向きは 3 ヶ所となる。

【 0 1 0 2 】

図 1 8 は、3 軸の有効軸を有するカプセル内視鏡 2 0 C に対して、複数の送電アンテナを用いた例を示しており、図示の 2 つの送電アンテナ 1 1 1 a , 1 1 1 b は、何れもカプセル内視鏡 2 0 C 内の受電アンテナと異なる有効軸と一致しているが、カプセル内視鏡 2 0 C との距離が異なる。その他、図示はしていないが、受電アンテナの残りの有効軸と一致する送電アンテナがある。

30

【 0 1 0 3 】

図 1 8 の配置では、送電アンテナ 1 1 1 a , 1 1 1 b は、受電アンテナの有効軸と一致しているため、被験者 H M の体内にあるカプセル内視鏡 2 0 C に対して十分な電力伝送が可能となる。但し、送電アンテナ 1 1 1 b のほうが受電アンテナに距離が近いので、送電アンテナ 1 1 1 a に比べて最適な位置及び向きにあり、電力伝送効率が低い。

【 0 1 0 4 】

以上のように、3 軸 (多軸) の有効軸を有する受電アンテナを用いることにより、送電コイルの位置及び向きの決定が容易となり、簡単な構成で容易に高効率の電力伝送が可能になる。そのため、第 1 乃至第 4 形態と同様、装置の小型化や省エネルギー化を実現することができる。

40

【 0 1 0 5 】

尚、本形態の受電アンテナは、第 1 乃至第 4 形態のカプセル内視鏡に適用できることは言うまでもなく、送電アンテナの位置や向きの決定及び制御は、基本的に第 1 或いは第 2 形態と同様な方法により可能となる。但し、受電アンテナの有効軸が 3 軸構成であるため、送電アンテナの厳密な位置や向きの決定は必要なくなり、制御を簡素化することができる。

【 0 1 0 6 】

50

また、第 1 及び第 2 形態でヘルムホルツ型の送電アンテナにも触れたが、本形態のような 3 軸構成の受電アンテナを用いることにより、図 19 に示すように、被験者 H M の体内のカプセル内視鏡 20 C に対して、ヘルムホルツ型送電アンテナの各コイル 111 d, 111 e の位置を、矢印で示すように平行移動させるのみ、つまり位置の制御のみで、十分な電力を得ることが可能となる。

【0107】

尚、上述した各実施の形態では、本発明に係る無線給電システムを医療用のカプセル内視鏡に適用した例について説明したが、本発明は医療用のカプセル内視鏡に限定されるものではなく、他の医療用或いは工業用機器へ無線給電を行うシステムにも適用できることは言うまでもない。

【図面の簡単な説明】

【0108】

【図 1】本発明の実施の第 1 形態に係り、無線給電システムの構成図

【図 2】同上、被験者を正面方向から見たときの送電アンテナとカプセル内視鏡との位置関係を示す説明図

【図 3】同上、被験者を横方向から見たときの送電アンテナとカプセル内視鏡との位置関係を示す説明図

【図 4】同上、被験者を上方向から見たときの送電アンテナとカプセル内視鏡との位置関係を示す説明図

【図 5】同上、送電アンテナの可変状況を示す説明図

【図 6】同上、制御の流れを示すフローチャート

【図 7】本発明の実施の第 2 形態に係り、無線給電システムの構成図

【図 8】同上、制御の流れを示すフローチャート

【図 9】同上、送電アンテナの仮の位置決定を示す説明図

【図 10】同上、送電アンテナの仮の向き決定を示す説明図

【図 11】同上、送電アンテナの最終的な位置及び向きの決定を示す説明図

【図 12】本発明の実施の第 3 形態に係り、磁気的な結合状態が弱い送電アンテナと受電アンテナとの配置関係を示す説明図

【図 13】同上、磁気的な結合状態が強い送電アンテナと受電アンテナとの配置関係を示す説明図

【図 14】同上、無線給電システムの構成図

【図 15】同上、制御の流れを示すフローチャート

【図 16】本発明の実施の第 4 形態に係り、制御の流れを示すフローチャート

【図 17】本発明の実施の第 5 形態に係り、受電アンテナの説明図

【図 18】同上、送電アンテナとカプセル内視鏡との配置関係を示す説明図

【図 19】同上、ヘルムホルツ型送電アンテナの位置制御を示す説明図

【図 20】従来例に係り、一次コイルの配置図

【符号の説明】

【0109】

10, 10 A 送電装置

20, 20 A, 20 B カプセル内視鏡

110 送電アンテナユニット

111 送電アンテナ

123 電流検出部

130 演算制御部

210, 210 A 受電アンテナ

250 受電電力モニタ部

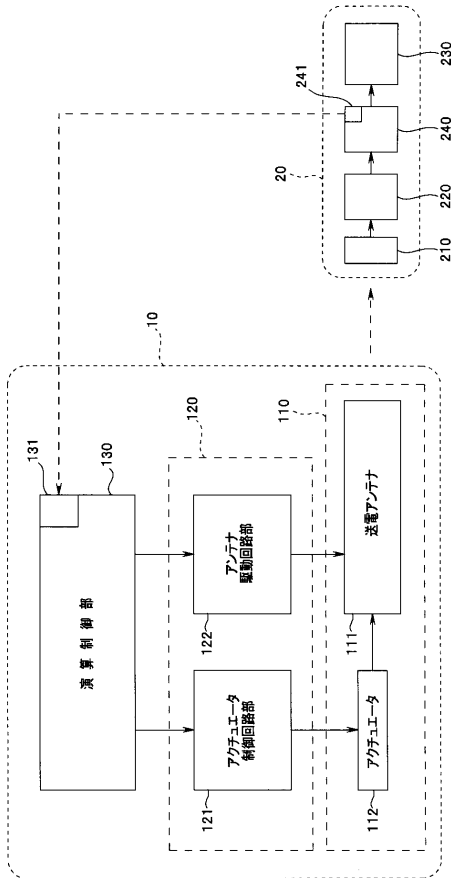
10

20

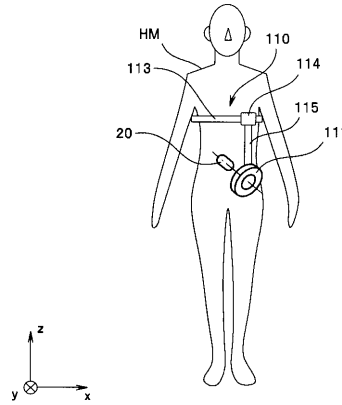
30

40

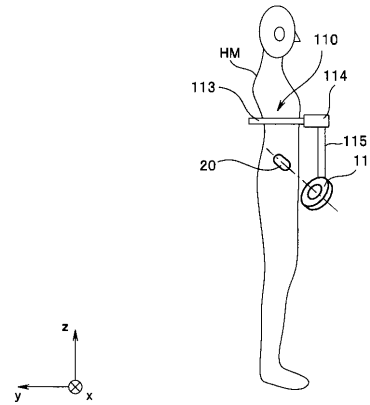
【 図 1 】



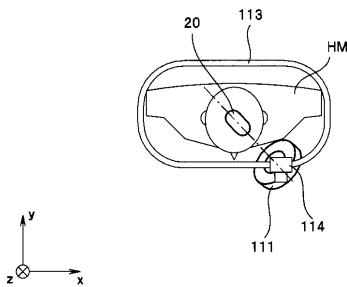
【 図 2 】



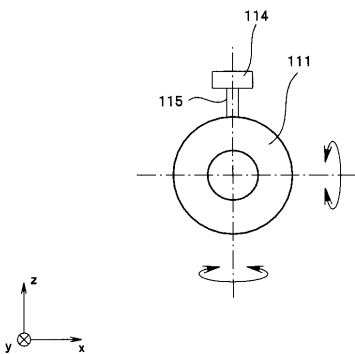
【 図 3 】



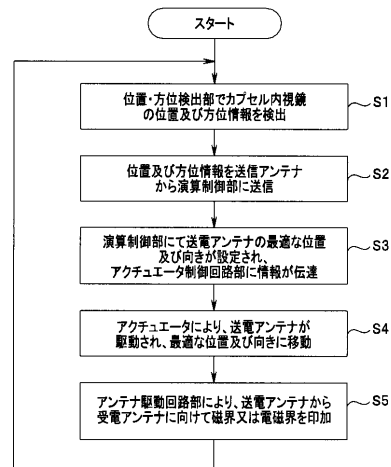
【 図 4 】



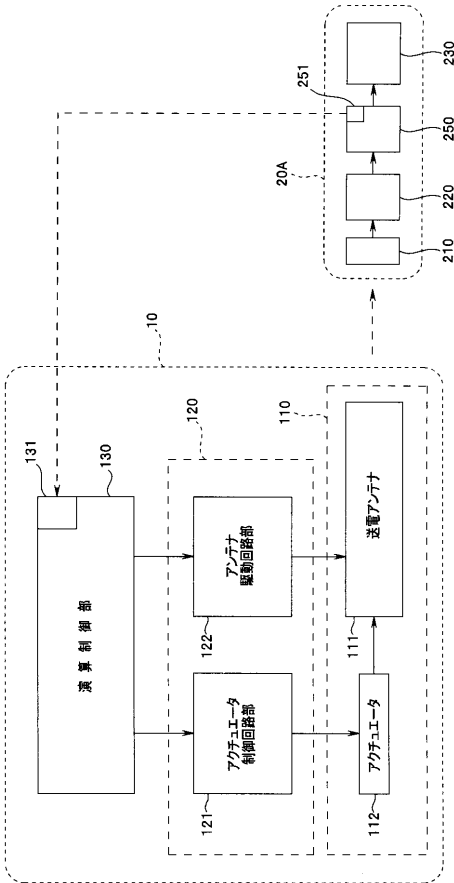
【 図 5 】



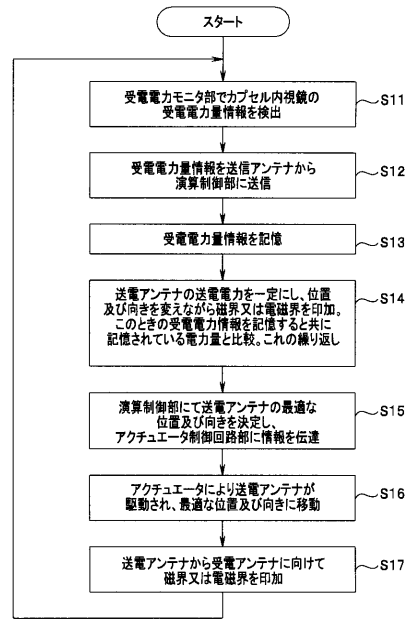
【 図 6 】



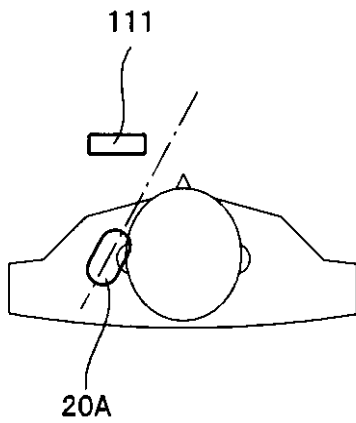
【 図 7 】



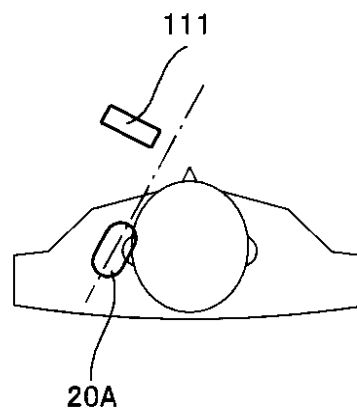
【 図 8 】



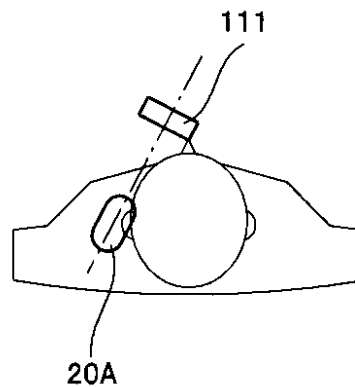
【 図 9 】



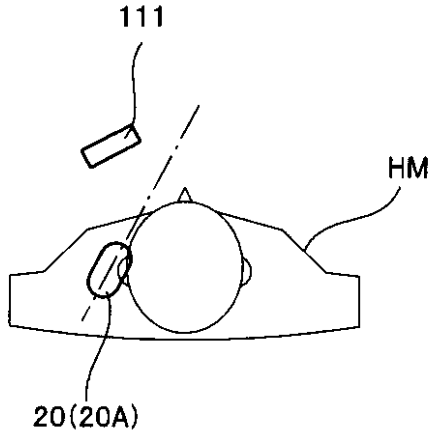
【 図 10 】



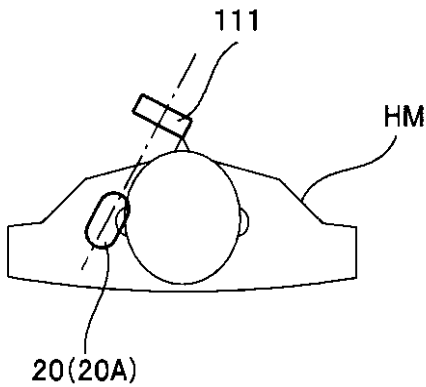
【 図 11 】



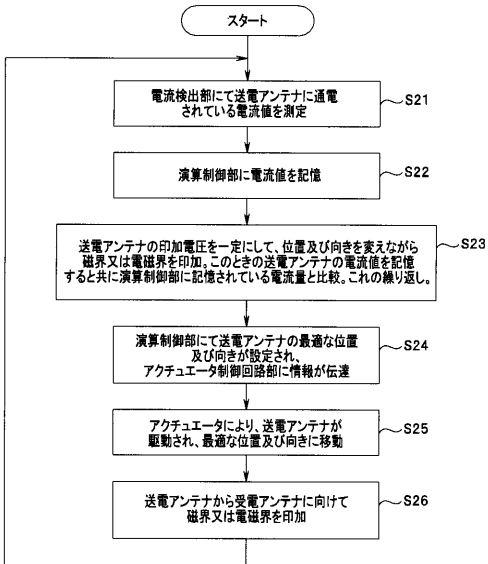
【図 1 2】



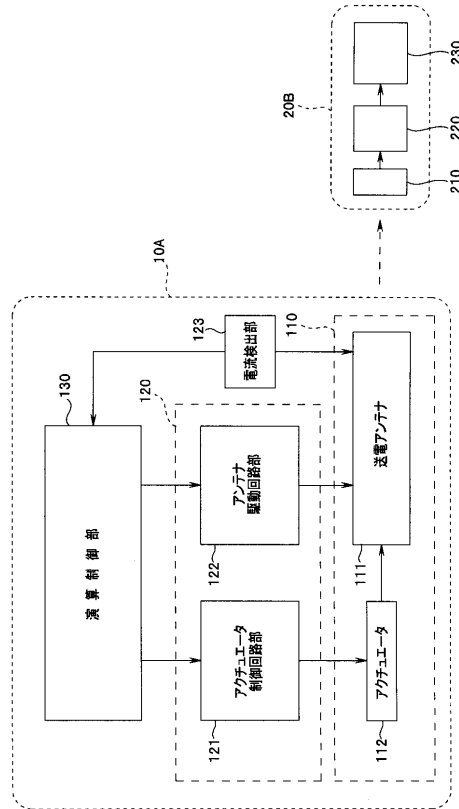
【図 1 3】



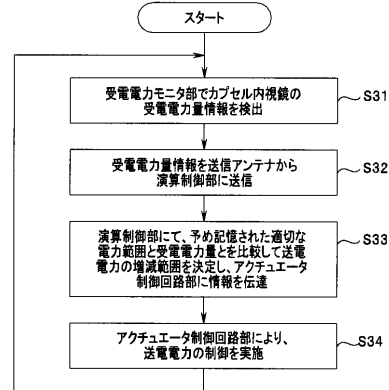
【図 1 5】



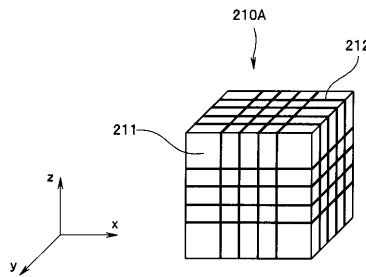
【図 1 4】



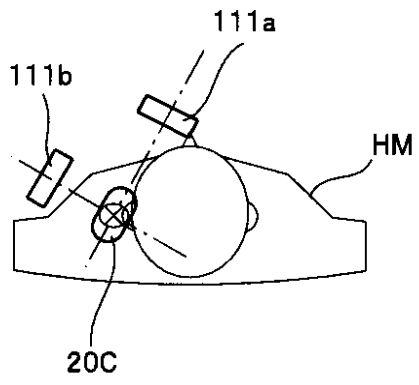
【図 1 6】



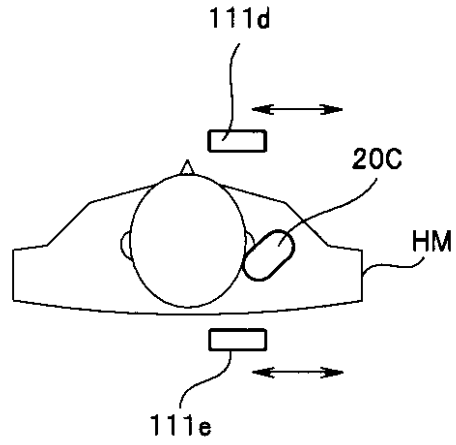
【図 1 7】



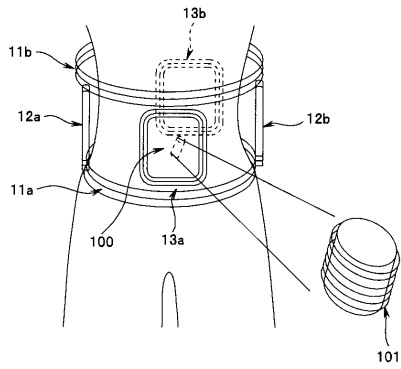
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB01 CC06 DD00 GG11 HH60 JJ19 NN03 UU06
UU08

专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	JP2008283792A	公开(公告)日	2008-11-20
申请号	JP2007126084	申请日	2007-05-10
[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	塩谷浩一 佐藤憲 祝迫洋志		
发明人	塩谷 浩一 佐藤 憲 祝迫 洋志		
IPC分类号	H02J17/00 A61B1/00		
FI分类号	H02J17/00.B A61B1/00.320.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J50/10 H02J50/40 H02J50/80 H02J50/90		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG11 4C061/HH60 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/GG11 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU08		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高电力传输效率，同时减小无线传输电力的设备的尺寸，并实现节能。ZSOLUTION：操作控制部分130接收指示已经检测到胶囊内窥镜20的接收天线210的位置和方向的信息，并且操作发送效率变为的发送天线111的位置和方向。在接收天线的位置和方向的基础上最高。然后，操作控制部分130基于操作结果控制驱动部分120的致动器控制电路121，在将发送天线111的位置和方向设置为之后，经由天线驱动电路122驱动发送天线111。最佳，并产生磁场或电磁场。Z

