

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4885788号
(P4885788)

(45) 発行日 平成24年2月29日(2012.2.29)

(24) 登録日 平成23年12月16日(2011.12.16)

(51) Int.Cl.

F I

H02J 17/00 (2006.01)

H02J 17/00

B

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-126083 (P2007-126083)
 (22) 出願日 平成19年5月10日(2007.5.10)
 (65) 公開番号 特開2008-283791 (P2008-283791A)
 (43) 公開日 平成20年11月20日(2008.11.20)
 審査請求日 平成22年4月23日(2010.4.23)

(73) 特許権者 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 宮原 秀治
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 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
 審査官 麻川 倫広

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線給電システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

無線方式により電力を送信するための複数の送電アンテナと、送信された電力を受電するための受電アンテナと、前記複数の送電アンテナを独立に駆動するための複数の駆動部とを有する無線給電システムにおいて、

前記受電アンテナの配置状態に係る情報を検出する検出部と、

前記送電アンテナから放射される磁界に係る磁界データを、前記送電アンテナ毎に記憶する磁界データ記憶部と、

前記磁界データと前記受電アンテナの配置状態に係る情報とに基づいて、前記複数の送電アンテナを前記複数の駆動部を介して選択的に駆動制御する制御部と

を備えることを特徴とする無線給電システム。

【請求項 2】

前記受電アンテナの配置状態に係る情報として、前記受電アンテナの位置及び方向を検出し、

前記磁界データと前記受電アンテナの位置及び方向とに基づいて、前記受電アンテナの受電可能な電力を算出し、算出した結果に基づいて複数の送電アンテナの中から少なくとも1つの送電アンテナを選択し、選択した送電アンテナのみを駆動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】

前記複数の送電アンテナの各々に対応して、前記受電アンテナを含む受電側の装置が動

10

20

作するのに必要且つ十分な電力が得られる電流値を記憶する電流データ記憶部を備え、

前記送電アンテナの駆動電流が前記電流データ記憶部に記憶した電流値に一致するように制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の無線給電システム。

【請求項 4】

前記送電アンテナは、ヘルムホルツ型送電アンテナであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れかに記載の無線給電システム。

【請求項 5】

前記ヘルムホルツ型送電アンテナの各送電コイルに共振用コンデンサをそれぞれ接続して独立した共振回路のアンテナ部を構成すると共に、各共振回路のアンテナ部を個別に駆動する駆動部を設けたことを特徴とする請求項 4 記載の無線給電システム。

10

【請求項 6】

前記ヘルムホルツ型送電アンテナの各送電コイルは、ペア又は単独にて駆動されることを特徴とする請求項 5 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 ~ 6 の何れか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。

20

【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】

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、以下、図 12 及び図 13 を用いて説明する。

30

【0004】

図 12、図 13 に示すように、被験者の体外には、X Y Z 軸方向に沿って、それぞれ一次コイルが配置されている。一次コイルはヘルムホルツ型の構成となっており、一次コイル 12a、12b が X 方向に磁界を発生させるコイル、一次コイル 13a、13b が Y 方向に磁界を発生させるコイル、一次コイル 11a、11b が Z 軸方向に磁界を発生させるコイルである。

【0005】

医療用小型機器 100 は、被験者の体内にあり、医療用小型機器 100 の内部には、二次コイル 101 が配置されている。医療用小型機器 100 が動作するために必要な電力は、一次コイルから放射された磁界を医療用小型機器 100 の内部に搭載された二次コイル 101 が受信し、整流回路 104 で整流して医療用小型機器 100 の電源として用いられる。

40

【0006】

各軸方向の一次コイル 11a、11b、12a、12b、13a、13b は、一次コイル共振用コンデンサ 22、24、26 を介して、それぞれがスイッチング回路 21、23、25 と接続されている。そして、スイッチング回路 21、23、25 には、直流電源 15 が接続されている。

【0007】

スイッチング回路 21、23、25 からの高周波電圧が、一次コイル及び一次コイル共

50

振用コンデンサの直列回路に印加されると、直列共振回路となって各一次コイルの軸方向に平行な磁界が発生する。各一次コイルには、それぞれエネルギー検出回路 28, 30, 32 を設け、エネルギー検出回路 28, 30, 32 の出力は、コンパレータ 36 に入力する構成となっている。

【0008】

さらに、コンパレータ 36 からの出力は、スイッチング回路 21, 23, 25 と直流電源 15 との間のスイッチ SW1, SW2, SW3 に接続されている。また、スイッチ SW1, SW2, SW3 には、タイマ 35 からのコントロール信号も接続されている。

【0009】

この従来技術では、Z 方向の一次コイル 11a, 11b、或いは X 方向の一次コイル 12a, 12b、或いは Y 方向の一次コイル 13a, 13b と、医療用小型機器 100 中の二次コイル 101 との磁氣的結合が強いほど、一次コイルに流れる電流が多くなることを利用して、効率的に医療用小型機器 100 にエネルギーを供給するために、医療用小型機器（二次コイル）との磁氣的結合が最も強い一次コイルを、複数の一次コイルの中から選択している。

10

【0010】

具体的には、一定時間、複数の一次コイルを同時に駆動する。このとき、複数の一次コイルに設けられたエネルギー検出回路 28, 30, 32 は、各一次コイルに流れる電流を検出し、エネルギーを算出する。算出結果は、コンパレータ 36 に入力され、コンパレータ 36 では、各エネルギー検出回路 28, 30, 32 の出力を比較し、エネルギー検出回路の出力が最も大きい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 SW1, SW2, SW3 を制御する。このような動作を行うことにより、常に最大のエネルギーを供給している一次コイルのみから磁界を発生させる。

20

【0011】

この結果、エネルギー（送電電力）ロスが大きい、つまり給電効率の低い一次コイルからの磁界の発生は停止することになり、医療用小型機器 100 に対して効率的なエネルギーの供給が可能になる。また、各一次コイルからのエネルギー検出は、タイマ 35 により一定周期毎に行うことにより、体内での医療用小型機器 100 の動きに対して追従することができる。

【特許文献 1】特開 2004 - 159456 号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

特許文献 1（特開 2004 - 159456 号公報）に開示の技術では、一次コイル 11a, 11b, 12a, 12b, 13a, 13b 及び共振用コンデンサ 22, 24, 26（以下、一次コイルと共振用コンデンサからなる直列共振回路を送電アンテナとする）と、医療用小型機器 100（以下、カプセル内視鏡とする）との間の磁氣的な結合が強いほど、送電アンテナに多くの電流が流れることを利用しており、複数の送電アンテナの中から最も磁氣的な結合が強い送電アンテナを 1 つ選択するようにしている。

【0013】

40

しかしながら、複数の送電アンテナが存在する場合、一般的には、カプセル内視鏡と送電アンテナの磁氣的結合よりも、複数の送電アンテナ相互間の磁氣的結合の方が強い。従って、送電アンテナの電流値を検出してエネルギーを比較する方法では、カプセル内視鏡と送電アンテナとの磁氣的結合に基づいた送電アンテナの電流値の変化を検出することが困難になる可能性がある。

【0014】

送電アンテナの電流値の変化を検出することが困難になると、最適ではない送電アンテナが選択される可能性があり、最適ではない送電アンテナが選択された場合、カプセル内視鏡を動作させるために本来必要な電流よりも大きな電流で送電アンテナを駆動してカプセル内視鏡を動作させることになり、結果的に給電効率の低下を招く虞がある。

50

【 0 0 1 5 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、複数の送電アンテナの中から最も効率的に受電アンテナに給電することのできる送電アンテナを選択し、選択した送電アンテナのみを駆動することにより、システムの給電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】

【 0 0 1 6 】

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、無線方式により電力を送信するための複数の送電アンテナと、送信された電力を受電するための受電アンテナと、前記複数の送電アンテナを独立に駆動するための複数の駆動部とを有する無線給電システムにおいて、前記受電アンテナの配置状態に係る情報を検出する検出部と、前記送電アンテナから放射される磁界に係る磁界データを、前記送電アンテナ毎に記憶する磁界データ記憶部と、前記磁界データと前記受電アンテナの配置状態に係る情報とに基づいて、前記複数の送電アンテナを前記複数の駆動部を介して選択的に駆動制御する制御部とを備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、複数の送電アンテナの中から最も効率的に受電アンテナに給電することのできる送電アンテナを選択することができ、システムの給電効率を向上することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

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複数の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 9 】

〔第 1 形態〕

30

図 1 ～ 図 7 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 はカプセル内視鏡の説明図、図 3 は被験者を正面から見たときの送電アンテナの構成を示す説明図、図 4 は被験者を上から見たときの送電アンテナの構成を示す説明図、図 5 は制御の流れを示すフローチャート、図 6 はカプセル内視鏡の方向ベクトルを示す説明図、図 7 は複数の送電アンテナを駆動した場合の合成ベクトルを示す説明図である。

【 0 0 2 0 】

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、送電装置 10 に備えた複数の送電アンテナ 112, 113, 114 で発生する交番磁界によって電力を伝送し、カプセル内視鏡 20 内の受電アンテナ 210 を介して電力を受電する。

40

【 0 0 2 1 】

カプセル内視鏡 20 は、本形態においては、図 2 に示すように、被験者 H M の体内に経口挿入される医療用小型機器であり、被験者 H M 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。

【 0 0 2 2 】

ここで、カプセル内視鏡 20 の概略構成について説明する。カプセル内視鏡 20 は、撮像部、画像情報処理部、情報伝達部、電源部等を備えて構成されている。

【 0 0 2 3 】

カプセル内視鏡 20 の撮像部は、被写体を照明するための発光ダイオード等による照明

50

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。

【００２４】

また、カプセル内視鏡２０の画像処理部は、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。

【００２５】

尚、カプセル内視鏡２０の情報伝達部から送信された信号は、被験者ＨＭ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２０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。

10

【００２６】

また、カプセル内視鏡２０の電源部は、撮像部や画像処理部及び情報伝達部に必要な電力を供給するためのものであり、受電アンテナ２１０からの受電電力の変換等を行う受電回路や受電電力によって充電されるバッテリー等を備えて構成されている。

【００２７】

尚、本形態においては、カプセル内視鏡２０内の受電アンテナ２１０の軸方向は、カプセル内視鏡２０の長手方向と一致しているものとして説明するが、本発明はカプセル内視鏡の長手方向と受電アンテナの軸方向とが一致していない場合にも適用可能である。

20

【００２８】

一方、カプセル内視鏡２０に外部から電力を無線送電する送電装置１０は、図１に示すように、複数の送電アンテナ（本形態においては、３つの送電アンテナ）１１２，１１３，１１４と、これらの送電アンテナ１１２，１１３，１１４を個別に独立して駆動可能なアンテナ駆動部１１５，１１６，１１７と、アンテナ駆動部１１５，１１６，１１７を制御する制御部としてのコントローラ１５０とを基本構成として備えている。また、送電装置１０には、カプセル内視鏡２０の受電アンテナ２１０の配置状態に係る情報を、カプセル内視鏡２０の位置・向き情報として検出するための位置・向き検出部１３０が付属して設けられ、この位置・向き検出部１３０がコントローラ１５０に接続されている。

30

【００２９】

尚、アンテナ駆動部１１５～１１７は、送電アンテナ１１２～１１４を駆動するドライバ回路と駆動用の電源とを備えている。但し、電源は、各アンテナ駆動部に共通する電源として別に設けても良い。

【００３０】

送電アンテナ１１２～１１４は、一次コイルと共振用コンデンサとを含む直列共振タイプの送電アンテナであり、それぞれヘルムホルツ型送電アンテナの構成となっている。すなわち、送電アンテナ１１２は、直列接続される２つの送電コイル１１２ａ，１１２ｂと共振用コンデンサ１１８とを備え、送電アンテナ１１３は、直列接続される２つの送電コイル１１３ａ，１１３ｂと共振用コンデンサ１１９とを備え、送電アンテナ１１４は、直列接続される２つの送電コイル１１４ａ，１１４ｂと共振用コンデンサ１２０とを備えて構成されている。

40

【００３１】

各送電アンテナ１１２～１１４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配置とされる。すなわち、被験者ＨＭを取り巻く３次元空間をＸＹＺ直交座標軸で表し、身体の前後方向を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３，図４に示すように、各送電アンテナ１１２～１１４は、ＸＹＺ軸の３軸方向にヘルムホルツ型にてそれぞれ配置される。

【００３２】

50

具体的には、被験者HMを正面から見たとき、図3に示すように、送電アンテナ113の2つの送電コイル113a, 113bが被験者HMに対してY軸方向(左右方向)にそれぞれ対向して配置され、送電アンテナ114の2つの送電コイル114a, 114bが被験者HMに対してZ軸方向(上下方向)にそれぞれ対向して配置される。また、被験者HMを上から見たときには、図4に示すように、送電アンテナ112の2つの送電コイル112a, 112bが被験者HMに対してX軸方向(体の前後方向)にそれぞれ対向して配置される。

【0033】

各送電アンテナ112~114は、コントローラ150の制御下でアンテナ駆動部115~117により独立して駆動制御される。コントローラ150は、位置・向き検出部130によって検出した被験者HMの体内のカプセル内視鏡20の位置・向き情報(受電アンテナ210の位置・向き情報)と、コントローラ150内で各送電アンテナ112~114毎に保持される磁界データとに基づいて、各アンテナ駆動部115~117を制御する。

10

【0034】

位置・向き検出部130は、カプセル内視鏡20の位置・向き情報を、例えば、磁気的な手段により検出する。本形態においては、カプセル内視鏡20内の受電アンテナ210の軸方向がカプセル内視鏡20の長手方向と一致しており、受電アンテナ210が指向性を有することから、位置・向き検出部130は、カプセル内視鏡20の位置及び向きを、受電アンテナ210の位置及び向きとして検出している。

20

【0035】

カプセル内視鏡20の位置及び向きを検出する技術としては、例えば、特開2005-304638号公報に開示の技術を適用することができる。この技術では、励磁用コイルと検出用コイルとを備え、励磁用コイルによってカプセル内視鏡内に設けた共振回路から磁界を発生させ、この磁界を検出用コイルで検出することで、カプセル内視鏡の位置及び向きを検出する。

【0036】

尚、カプセル内視鏡の位置・向きを検出する技術については、上述した技術に限定するものではなく、いかなる検出手段及び方法を用いても良い。また、カプセル内視鏡の受電アンテナが指向性を有しない場合には、位置のみを検出すれば良く、例えば、カプセル内視鏡から発信される信号の受信強度に基づいて位置を特定することができる。

30

【0037】

また、コントローラ150が保持する磁界データは、本形態においては、コントローラ150内のROMやフラッシュメモリ等からなる磁界データ記憶部151に、各送電アンテナ112~114毎のデータとして記憶されている。詳細には、磁界データは、各送電アンテナ112~114を駆動した際に発生する磁界強度の空間分布データであり、XYZ軸方向の各成分に分解したデータを、カプセル内視鏡20が移動する空間領域内におけるカプセル内視鏡20の位置毎に且つ各送電アンテナ毎に保持している。

【0038】

尚、磁界データ記憶部151は、コントローラ150内部に設けることなく、コントローラ150に外部接続される磁気ディスク装置や光ディスク装置等で構成するようにしても良い。

40

【0039】

次に、以上の構成による給電システムの動作について、図5のフローチャート及び図6, 図7を用いて説明する。

【0040】

被験者HMの体内にカプセル内視鏡20が飲み込まれると、位置・向き検出部130により、体内におけるカプセル内視鏡20の位置及び向きが受電アンテナの位置及び向きとして検出され、検出された位置・向き情報がコントローラ150に入力される。コントローラ150は、検出された位置・向き情報と、予め磁界データ記憶部151に保持する磁

50

界データとに基づき、以下の制御を実行する。

【 0 0 4 1 】

すなわち、コントローラ 1 5 0 は、検出された位置・向き情報と、予め磁界データ記憶部 1 5 1 に保持する磁界データとに基づき、各送電アンテナ 1 1 2 ~ 1 1 4 から供給可能な電力を送電アンテナ毎に算出する。更に、コントローラ 1 5 0 は、算出した電力を元に、カプセル内視鏡 2 0 に対して最も大きな電力を給電することのできる送電アンテナを送電アンテナ 1 1 2 ~ 1 1 4 の中から選択し、選択した送電アンテナのみを駆動する。

【 0 0 4 2 】

この制御の詳細な手順を図 5 のフローチャートを用いて説明する。先ず、ステップ S 1 の処理として、カプセル内視鏡 2 0 の位置・向き情報を、被験者 H M の体外に設けた位置・向き検出部 1 3 0 によって検出し、コントローラ 1 5 0 に入力する。

10

【 0 0 4 3 】

次に、ステップ S 2 の処理として、コントローラ 1 5 0 は、カプセル内視鏡 2 0 が検出された位置及び向きにおける磁界データを磁界データ記憶部 1 5 1 から読み出し、カプセル内視鏡 2 0 が受電可能な電力を、各送電アンテナ毎に算出する。磁界データ記憶部 1 5 1 に記憶されている磁界データは、各送電アンテナを一定の電流（例えば、単位電流）にて駆動した場合に放射される磁界データ（向き、大きさからなる）である。

【 0 0 4 4 】

カプセル内視鏡 2 0 が受電可能な電力は、カプセル内視鏡 2 0 内の受電アンテナの軸方向と磁界のベクトルとが一致しているときに最大となり、一方、カプセル内視鏡 2 0 と磁界のベクトルとがなす角度が 9 0 度のときには、ほとんど電力が得られなくなり、受電電力は最小になる。

20

【 0 0 4 5 】

すなわち、カプセル内視鏡 2 0 の受電電力は、カプセル内視鏡 2 0 と磁界のベクトルのなす角が 0 度のとき最大となり、カプセル内視鏡 2 0 と磁界のベクトルのなす角が大きくなるに従い、徐々に減衰し、カプセル内視鏡 2 0 と磁界のベクトルのなす角が 9 0 度のとき、受電電力は最小になる。

【 0 0 4 6 】

従って、カプセル内視鏡 2 0 の向きと一致する方向に磁界を発生させることができる送電アンテナを選択して駆動することにより、効率良くカプセル内視鏡 2 0 に給電することができる。

30

【 0 0 4 7 】

具体的には、カプセル内視鏡 2 0 の受電電力は、磁界ベクトルとカプセル内視鏡 2 0 の方向ベクトルとの内積として算出することができる。カプセル内視鏡 2 0 の方向ベクトルを A、カプセル内視鏡 2 0 の該場所での磁界ベクトルを B とすると、方向ベクトル A と磁界ベクトル B との内積（受電電力）P は、以下の（ 1 ）式で算出することができる。

$$P = | A | | B | \cos \theta \\ = (A_x \cdot B_x + A_y \cdot B_y + A_z \cdot B_z) \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 8 】

（ 1 ）式において、 A_x 、 A_y 、 A_z は方向ベクトル A の x y z 方向の各成分を表し、 B_x 、 B_y 、 B_z はカプセル内視鏡 2 0 が検出された位置における磁界ベクトル B の x y z 方向の各成分を表している。また、 θ は磁界ベクトル B と方向ベクトル A とがなす角度である。

40

【 0 0 4 9 】

（ 1 ）式における方向ベクトル A の大きさを 1 とし、図 6 に示すように、方向ベクトル A の始点を X Y Z 座標系の原点に設定したとき、各成分 A_x 、 A_y 、 A_z は、方向ベクトル A を X Y 平面へ投影した線と X 軸とのなす角度 θ_1 と、X Y 平面と方向ベクトル A とのなす角度 θ_2 とを用いて、以下に示す（ 1 - 1 ）、（ 1 - 2 ）、（ 1 - 3 ）式によって算出することができる。

$$A_x = \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2 \quad \dots (1-1)$$

50

$$A_y = \sin \theta_1 \cdot \cos \theta_2 \quad \dots (1-2)$$

$$A_z = \sin \theta_2 \quad \dots (1-3)$$

【0050】

一方、送電アンテナ112～114を駆動した際に発生する磁界もx方向、y方向、z方向の各成分に分解することができ、(1)式における磁界ベクトルBの各方向成分を、送電アンテナ112～114が発生する磁界のxyz方向の各成分として求めることで、カプセル内視鏡20の受電電力を算出することができる。

【0051】

ここで、X軸方向に配置される送電アンテナ112を駆動した際に発生する磁界をB1として、そのx方向成分をB1x、y方向成分をB1y、z方向成分をB1zとする。また、Y軸方向に配置される送電アンテナ113を駆動した際に発生する磁界をB2として、そのx方向成分をB2x、y方向成分をB2y、z方向成分をB2zとする。更に、Z軸方向に配置される送電アンテナ114を駆動した際に発生する磁界をB3として、そのx方向成分をB3x、y方向成分をB3y、z方向成分をB3zとする。

【0052】

前述したように、コントローラ150は、XYZ軸の各軸の送電アンテナ112～114を駆動した際に発生する磁界のデータを、xyz方向の各成分毎に予め保持している。この磁界データは、上述の磁界成分B1x～B3zを用いて表現すると、以下の(2)式で示すことができる。(2)式における9個の行列成分B1x～B3zは、それぞれがカプセル内視鏡20の位置(x, y, z)の関数となっている。

$$\begin{bmatrix} B1x & B1y & B1z \\ B2x & B2y & B2z \\ B3x & B3y & B3z \end{bmatrix} \quad \dots (2)$$

【0053】

カプセル内視鏡20の受電電力は、カプセル内視鏡20の方向ベクトルAと磁界ベクトルとの内積となるため、送電アンテナ112～114の各々を駆動した際の受電電力をそれぞれPx, Py, Pzとすると、カプセル内視鏡20の位置情報(x, y, z)とカプセル内視鏡の方向情報Ax～Azとを位置・向き検出部130から取得することにより、(2)式の行列データを用いて、受電電力Px, Py, Pzを以下の(3)式により算出することができる。

$$\begin{bmatrix} Px \\ Py \\ Pz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B1x & B1y & B1z \\ B2x & B2y & B2z \\ B3x & B3y & B3z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Ax \\ Ay \\ Az \end{bmatrix} \quad \dots (3)$$

【0054】

以上のように、コントローラ150は、ステップS2の処理として、(3)式を用いて内積を計算することで、受電電力Px, Py, Pzを算出する。そして、次のステップS3の処理として、算出した受電電力Px, Py, Pzのうちで最も絶対値が大きくなる送電アンテナを選択し、選択した送電アンテナのみ駆動を開始する(ステップS4)。

【0055】

例えば、受電電力Pxが最も大きくなった場合、コントローラ150は、アンテナ駆動

部 1 1 5 に対して送電アンテナ 1 1 2 を駆動するような制御信号を送信し、アンテナ駆動部 1 1 6 , 1 1 7 に対しては、送電アンテナ 1 1 3 , 1 1 4 の駆動を停止するような制御信号を送信する。

【 0 0 5 6 】

このようにすることにより、カプセル内視鏡 2 0 に対して最も多くの電力を給電可能な送電アンテナのみを選択・駆動することが可能となる。結果、カプセル内視鏡 2 0 に対して給電効率の低い送電アンテナが選択される可能性を排除し、無線給電システムとしての給電効率を向上することができる。

【 0 0 5 7 】

また、以上の動作を一定周期毎に繰り返すことにより、常に最適な送電アンテナを選択することが可能となり、カプセル内視鏡 2 0 の移動による位置・向きの変化に対して、送電電力のロスを抑制することができ、常に効率良く電力を供給することができる。

【 0 0 5 8 】

以上の説明は、1 つの送電アンテナを選択する場合であるが、条件によっては、2 つ以上の送電アンテナを選択しても良い。次に、複数の送電アンテナを同時に駆動する場合について説明する。

【 0 0 5 9 】

複数の送電アンテナを同時に駆動した場合、発生する磁界は、複数の送電アンテナを同時に駆動したときの合成ベクトルとなる。ここでは説明の簡略化のため、X Y Z の各軸の送電アンテナをそれぞれ駆動した場合、発生する磁場は、X Y Z の各軸に平行な成分のみであるものとする。

【 0 0 6 0 】

例えば、X 軸の送電アンテナ 1 1 2 と Y 軸の送電アンテナ 1 1 3 とを同時に駆動した場合、図 7 に示すように、発生する磁界は、X 軸の送電アンテナにて発生する磁界 B1 と Y 軸の送電アンテナにて発生する磁界 B2 の合成ベクトル B12 となる。この合成ベクトル B12 は、X 軸の送電アンテナに発生する磁界 B1 の大きさと Y 軸の送電アンテナに発生する磁界 B2 の大きさとが等しい場合、X 軸と Y 軸とから共に 45° の角度をもつベクトルとなる。

【 0 0 6 1 】

同様に、Y 軸の送電アンテナ 1 1 3 と Z 軸の送電アンテナ 1 1 4 とを同時に駆動した場合、発生する磁界は、Y 軸の送電アンテナにて発生する磁界 B2 と Z 軸の送電アンテナにて発生する磁界 B3 の合成ベクトル B23 となり、Y 軸と Z 軸とから共に 45° の角度をもつベクトルとなる。Z 軸の送電アンテナ 1 1 4 と X 軸の送電アンテナ 1 1 2 とを同時に駆動した場合は、Z 軸の送電アンテナにて発生する磁界 B3 と X 軸の送電アンテナにて発生する磁界 B1 との合成ベクトル B31 となり、Z 軸と X 軸とから共に 45° の角度をもつベクトルとなる。

【 0 0 6 2 】

このように、複数の送電アンテナを駆動した場合、発生する磁界は合成ベクトルとなり、詳細には、X Y Z 軸の直交座標に平行な磁界だけでなく斜め方向の磁界も発生させることができる。

【 0 0 6 3 】

複数の送電アンテナを駆動した際に得られる電力は、それぞれの軸の送電アンテナを駆動した際に得られる電力の和と考えることができる。X 軸の送電アンテナと Y 軸の送電アンテナとを駆動した場合の電力 P_{xy} 、Y 軸の送電アンテナと Z 軸の送電アンテナとを駆動した場合の電力 P_{yz} 、Z 軸の送電アンテナと X 軸の送電アンテナとを駆動した場合の電力 P_{zx} は、それぞれ、以下の (4) , (5) , (6) 式によって与えられる。

$$P_{xy} = P_x + P_y \quad \dots (4)$$

$$P_{yz} = P_y + P_z \quad \dots (5)$$

$$P_{zx} = P_z + P_x \quad \dots (6)$$

【 0 0 6 4 】

従って、1つの送電アンテナを駆動した場合と同様に、カプセル内視鏡20の位置・向き情報を検出し、検出した位置において磁界データとカプセル内視鏡20の方向ベクトルAとの内積から、カプセル内視鏡20の受電電力を(4)~(6)式を用いて算出することができる。そして、最も大きな受電電力をカプセル内視鏡20に給電することが可能な複数の送電アンテナを同時に選択し、駆動を開始する。

【0065】

2つの送電アンテナを駆動した場合、発生する磁界は合成ベクトルとなり、XYZ軸の直交座標に平行な磁界だけでなく、斜め方向の磁界を発生させることができるため、1つの送電アンテナのみを駆動した場合に比べて、カプセル内視鏡20の位置・向きに応じて、最適な向きの磁界を発生させることができる。

10

【0066】

同様に、3つの送電アンテナを駆動した場合も、発生する磁界は合成ベクトルとなるため、カプセル内視鏡20の位置・向きに応じて、最適な向きの磁界を発生させることができる。カプセル内視鏡20の位置・向きに応じて、1つの送電アンテナ又は複数の送電アンテナを選択・駆動することにより、カプセル内視鏡20の位置や向きによっては、送電電力のロスをもっと低減することができ、より効率的な給電が可能となる。

【0067】

特に、XYZ軸の各軸の送電アンテナをそれぞれ駆動した場合に発生する磁場が各軸に平行な成分のみであり、且つ、同じ電流で各送電アンテナを駆動した場合には、体内のカプセル内視鏡20の位置に拘わらず同一の強度の磁界が発生するという単純な条件下での制御となる。この単純な条件下においては、カプセル内視鏡20のxyz方向の向き成分 A_x 、 A_y 、 A_z に比例する電流を、XYZ軸の各送電アンテナに流せば良い。

20

【0068】

本形態においては、カプセル内視鏡20の位置・向き情報の検出頻度を上げることで、カプセル内視鏡20の位置・向き情報の更新が速くなり、カプセル内視鏡20の動きに対する追従応答性が向上し、送電のロスを小さくすることができる。

【0069】

また、コントローラ150が保持している磁界データは、送電アンテナが給電する範囲をより細分化して磁界のデータを予め保持することにより、算出する受電電力の精度を向上させることができ、更に効率的にカプセル内視鏡20に給電することができる。

30

【0070】

尚、コントローラ150が予め内部に保持している磁界データは、事前に代表的なモデルを用いて実際に測定しても良く、シミュレーション等から求めた結果を利用しても良い。

【0071】

また、本形態では、送電アンテナが3つの場合を例に示したが、必ずしも送電アンテナが3つである必要はなく、複数(2つ以上)の送電アンテナがあれば、本形態は適用可能であることは明白である。更に、送電コイルはヘルムホルツ型を例に取り説明したが、その他のタイプの送電コイルで有っても良い。

【0072】

40

以上のように、本発明の実施の第1形態によれば、被験者の体内にあるカプセル内視鏡の位置・向き情報を検出し、検出した位置・向き情報と、それぞれの送電アンテナから放射される磁界データとから、カプセル内視鏡が受電可能な電力を算出し、カプセル内視鏡に最も多くの電力を受電させることのできる送電アンテナを、複数の送電アンテナの中から選択して駆動する。これにより、効率的にカプセル内視鏡に給電することができる。

【0073】

また、複数の送電アンテナを取捨選択することにより、送電アンテナの軸方向以外の方向の磁界も発生させることができ、カプセル内視鏡が斜め方向になっても効率的にカプセル内視鏡に対して給電することができる。

【0074】

50

〔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８及び図９は本発明の実施の第２形態に係り、図８は無線給電システムの構成図、図９は制御の流れを示すフローチャートである。

【００７５】

第２形態は、前述の第１形態に対して、送電アンテナの駆動電流値を最適化するものである。このため、第２形態の無線給電システムは、図８に示すように、各送電アンテナ１１２，１１３，１１４に、それぞれ、電流検出用のセンシングコイルやアンプ回路等からなる電流検出部２０１，２０２，２０３を接続した構成となっており、各電流検出部２０１～２０３の出力がコントローラ１５０に入力される。

10

【００７６】

コントローラ１５０は、送電アンテナを一定電流にて駆動した際に発生する磁界データを格納する磁界データ記憶部１５１に加え、カプセル内視鏡が動作するのに最適な電流値データを、送電アンテナ毎且つカプセル内視鏡が検出される位置毎に保持・記憶する電流データ記憶部１５２を備えている。最適な電流値とは、カプセル内視鏡が動作するのに、必要且つ十分な送電アンテナの駆動電流値のことである。

【００７７】

その他の構成は第１形態と同じであり、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。

【００７８】

20

以上の構成による第２形態の無線給電システムの動作について、図９のフローチャートを用いて説明する。

【００７９】

まず、位置・向き検出部１３０により、被験者の体内にあるカプセル内視鏡２０の位置・向き情報を検出し、コントローラ１５０に入力する（ステップＳ１１）。次に、コントローラ１５０は、検出したカプセル内視鏡２０の向きと、該位置における磁界データとから、カプセル内視鏡２０の受電電力を送電アンテナ毎に算出し（Ｓ１２）、カプセル内視鏡２０が最も多くの電力を受電できる送電アンテナを、複数の送電アンテナの中から選択し、駆動する（Ｓ１３）。この点に関しては、第１形態と同様である。

【００８０】

30

次に、選択した送電アンテナ（駆動する送電アンテナ）の電流値を、電流検出部２０１，２０２，２０３の対応する検出部で検出する（ステップＳ１４）。検出した電流値は、コントローラ１５０に入力され、カプセル内視鏡２０を検出した位置・向きデータから送電アンテナの駆動電流の最適値と比較される（ステップＳ１５）。その結果、検出した送電アンテナの電流値が最適値となっていない場合、コントローラ１５０は、カプセル内視鏡２０の動作に最適な電流値になるように送電アンテナの駆動電流を制御する（ステップＳ１６）。

【００８１】

具体的には、検出した送電アンテナの駆動電流が、コントローラ１５０の電流データ記憶部１５２に保持している送電アンテナの最適な電流値よりも大きい場合には、送電アンテナの駆動電流を小さくし、逆に検出した送電アンテナの駆動電流が、コントローラ１５０の電流データ記憶部１５２に保持している送電アンテナの最適な電流値よりも小さい場合には、送電アンテナの駆動電流を大きくするように制御する。

40

【００８２】

以上の動作を行うことにより、送電アンテナを最適な電流値にて駆動することができ、必要以上に大きな電流値にて駆動することがなくなり、効率的にカプセル内視鏡に給電することができる。前述したように、ここで最適な電流値とは、観察領域において、カプセル内視鏡が動作するのに必要且つ十分な電流である。

【００８３】

また、以上の動作を一定周期にて繰り返すことにより、常に最適な電流値にて送電アン

50

テナを駆動することが可能となり、より効率的にカプセル内視鏡 20 に対して給電することができる。更に、第 1 形態と同様に、カプセル内視鏡 20 の検出頻度を上げることで、カプセル内視鏡 20 の動きに対する追従応答性が向上し、送電電力のロスが少なくなる。

【0084】

第 2 形態では、カプセル内視鏡 20 に最も効率よく給電することが可能な送電アンテナを選択することに加え、選択した送電アンテナの駆動電流をカプセル内視鏡 20 が動作するのに必要且つ十分な電流値に設定することにより、必要以上に大きな電流値にて駆動することがなくなり、カプセル内視鏡 20 に対する無駄な給電をなくして給電効率の低下を防止することができる。

10

【0085】

尚、第 2 形態においても、送電アンテナが 3 つの場合を例に示したが、必ずしも送電アンテナが 3 つである必要はなく、複数 (2 つ以上) の送電アンテナがあれば、本形態は適用可能であることは明白である。また、送電コイルは、ヘルムホルツ型を例に取り説明したが、その他の送電コイルのタイプであっても良い。

【0086】

以上のように、第 2 形態においては、前述の第 1 形態と同様な効果に加え、例えば、一次コイルと共振用コンデンサを含む共振回路で構成される送電アンテナの Q 値が環境温度の変化により変動し、その結果、駆動電流が設定値より増大或いは減少した場合においても、電流を検出してコントローラ 150 にフィードバックできるため、送電アンテナの駆動電流を最適な値に設定することが常に可能となり、より効率的にカプセル内視鏡 20 に電力を供給することができる。

20

【0087】

[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 10 及び図 11 は本発明の実施の第 3 形態に係り、図 10 は無線給電システムの説明図、図 11 は制御の流れを示すフローチャートである。

【0088】

第 3 形態は、ヘルムホルツ型送電アンテナの 2 つの送電コイルを電氣的に分割し、分割した送電コイルを単独にて駆動できるように、それぞれ駆動部を設けるものである。すなわち、第 2 形態の構成では、各送電アンテナは 2 つの送電コイルを直列に接続していたが、第 3 形態では、ヘルムホルツ型の送電アンテナを 2 つに分割し、分割した送電コイルそれぞれに駆動部を設けた構成となっている。

30

【0089】

具体的には、図 10 に示すように、第 2 形態の送電アンテナ 112 の送電コイル 112a と送電コイル 112b とを電氣的に分割し、分割した送電コイル 112a、112b に、それぞれに共振用コンデンサ 118a、118b を直列接続して独立した共振回路のアンテナ部を構成する。各共振回路のアンテナ部には、それぞれアンテナ駆動部 115a、115b を接続し、各送電コイル 112a、112b をそれぞれ独立して駆動できるようにする。

40

【0090】

同様に、ヘルムホルツ型の送電アンテナ 113 は、送電コイル 113a と送電コイル 113b とを電氣的に分割して独立させ、送電コイル 113a 及び共振用コンデンサ 119a による共振回路の送電アンテナと、送電コイル 113b 及び共振用コンデンサ 119b による共振回路の送電アンテナとを、それぞれ個別に駆動するアンテナ駆動部 116a、116b を設ける。

【0091】

また、ヘルムホルツ型の送電アンテナ 114 は、送電コイル 114a と送電コイル 114b とを電氣的に分割して独立させ、送電コイル 114a 及び共振用コンデンサ 120a による共振回路の送電アンテナと、送電コイル 114b 及び共振用コンデンサ 120b に

50

よる共振回路の送電アンテナとを、それぞれ個別に駆動するアンテナ駆動部 117a, 117b を設ける。

【0092】

各アンテナ駆動部 115a ~ 117b は、分割した送電コイルをヘルムホルツ型送電アンテナのペアとして或いは単独で駆動できるよう、コントローラ 150 に接続されている。送電コイル 112a と送電コイル 112b とがヘルムホルツ型送電アンテナのペアとして動作する場合、送電コイル 113a と送電コイル 113b とがヘルムホルツ型送電アンテナのペアとして動作する場合、送電コイル 113a と送電コイル 113b とがヘルムホルツ型送電アンテナのペアとして動作する場合には、何れの場合においても、2つの送電コイルが同期して動作するよう、コントローラ 150 が制御する。

10

【0093】

また、各送電アンテナの駆動電流を検出するため、送電コイル 112a, 112b, 113a, 113b, 114a, 114b には、それぞれ電流検出部 201a, 201b, 202a, 202b, 203a, 203b を設け、検出結果がコントローラ 150 に入力される。

【0094】

コントローラ 150 は、第2形態と同様、磁界データ記憶部 151、電流データ記憶部 152 に、それぞれ、磁界データ、カプセル内視鏡の最適電流値を保持しているが、第3形態では、磁界データ記憶部 151 には、ヘルムホルツ型の送電アンテナをペアで駆動した際に発生する磁界データに加え、ヘルムホルツ型の送電アンテナを単独で駆動した際に発生する磁界データも保持している。

20

【0095】

その他の構成については、第2の実施の形態と同じ構成であり、同じ構成要素については、同じ符号を付けて詳細な説明を省略する。

【0096】

次に、第3形態の無線給電システムの動作について、図11のフローチャートを用いて説明する。

【0097】

第3形態では、カプセル内視鏡 20 の位置と向きにより、ヘルムホルツ型の送電アンテナをペアで駆動するか、単独で駆動するかを選択することができる。すなわち、発生する磁界の強さは、カプセル内視鏡が送電アンテナに近づけば近づくほど強くなるため、送電アンテナの近傍にカプセル内視鏡 20 がある場合には、ヘルムホルツ型送電アンテナのペアのうち、どちらか一方だけを駆動しても、カプセル内視鏡 20 が動作するのに十分な電力を供給することが可能な場合がある。

30

【0098】

従って、第3形態では、まず、第1, 第2形態と同様に、カプセル内視鏡 20 の位置・向き情報を検出し(ステップ S21)、検出されたカプセル内視鏡 20 の位置・向きの情報から、各送電アンテナを単独にて駆動したときの受電電力をコントローラ 150 で算出する(ステップ S22)。

【0099】

次に、受電電力算出の結果に基づいて、ヘルムホルツ型送電アンテナのペアのうち、カプセル内視鏡 20 に対して近い位置の送電アンテナのみを単独駆動しても、カプセル内視鏡 20 に対して十分な電力を供給可能であるか否かを判断する(ステップ S23)。そして、ヘルムホルツ型送電アンテナを単独駆動しても、カプセル内視鏡 20 に対して十分な電力を供給可能であると判断した場合には、ペアとなるヘルムホルツ型送電アンテナのうち、カプセル内視鏡 20 に対して近い位置の送電アンテナのみを駆動する(ステップ S24)。

40

【0100】

例えば、送電コイル 112a の近傍にカプセル内視鏡 20 があり、送電コイル 112a のみを駆動してもカプセル内視鏡 20 に給電可能と判断した場合には、送電コイル 112

50

aのみを駆動するようにする。

【0101】

一方、受電電力を算出した結果が、ペアとなるヘルムホルツ型送電アンテナのうち、カプセル内視鏡20に近い位置の送電アンテナのみの駆動では、カプセル内視鏡20に対して十分な電力を供給できないと判断した場合は、ペアとなる送電コイルを同期させて駆動する(ステップS25)。

【0102】

ここで、送電アンテナの駆動電力について考える。ヘルムホルツ型送電アンテナをペア又は単独にて駆動する際の送電アンテナの駆動電流を I_L 、ヘルムホルツ型送電アンテナの単独での抵抗を R とすると、単独にて駆動した場合の駆動電力 P_1 は、以下の(7)式で算出される。

$$P_1 = I_L^2 \cdot R \quad \dots (7)$$

【0103】

一方、ヘルムホルツ型送電アンテナをペアにて駆動する場合は、送電アンテナの抵抗が2倍の $2R$ となるので、駆動電流が等しいとすると、駆動電力 P_2 は、以下の(8)式で算出される。

$$P_2 = I_L^2 \cdot 2R \quad \dots (8)$$

【0104】

従って、送電アンテナの駆動電力は、単独にて駆動した場合はペアで駆動したときの半分となり、少ない駆動電力にてカプセル内視鏡20に対して電力を供給することができる。もし、カプセル内視鏡20が、送電アンテナの近傍にあり、ヘルムホルツ型送電アンテナを単独にて駆動しても、カプセル内視鏡20に十分に給電できる場合は、ヘルムホルツ型送電アンテナを単独にて駆動するようにする。

【0105】

その後、送電アンテナの駆動電流を最適値に設定する(ステップS26, S27)。この電流値の最適化は、第2形態におけるステップS15, S16の処理と基本的に同様であり、カプセル内視鏡20を検出した位置・向きデータから送電アンテナの駆動電流の最適値と比較することで、カプセル内視鏡20の動作に最適な電流値になるように送電アンテナの駆動電流を制御する。

【0106】

以上のように、カプセル内視鏡20の位置・向き情報に応じて、ヘルムホルツ型送電アンテナを単独またはペアにて駆動することにより、常にペアにて駆動する場合よりも、送電アンテナの駆動電力の低減を図ることができる。すなわち、第3形態では、ヘルムホルツ型の送電アンテナを単独またはペアにて駆動することを選択可能にすることにより、更に小さい駆動電力にてカプセル内視鏡に給電す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、カプセル内視鏡の説明図

【図3】同上、被験者を正面から見たときの送電アンテナの構成を示す説明図

【図4】同上、被験者を上から見たときの送電アンテナの構成を示す説明図

【図5】同上、制御の流れを示すフローチャート

【図6】同上、カプセル内視鏡の方向ベクトルを示す説明図

【図7】同上、複数の送電アンテナを駆動した場合の合成ベクトルを示す説明図

【図8】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 9】 同上、制御の流れを示すフローチャート

【図 10】 本発明の実施の第 3 形態に係り、無線給電システムの構成図

【図 11】 同上、制御の流れを示すフローチャート

【図 12】 従来例に係り、エネルギー供給装置の構成図

【図 13】 同上、一次コイルの配置図

【符号の説明】

【 0 1 0 9 】

1 0 送電装置

2 0 カプセル内視鏡

1 1 2 ~ 1 1 4 送電アンテナ

1 1 2 a , 1 1 2 b , 1 1 3 a , 1 1 3 b , 1 1 4 a , 1 1 4 b 送電コイル

1 1 5 , 1 1 6 , 1 1 7 アンテナ駆動部

1 3 0 位置・向き検出部

1 5 0 コントローラ

1 5 1 磁界データ記憶部

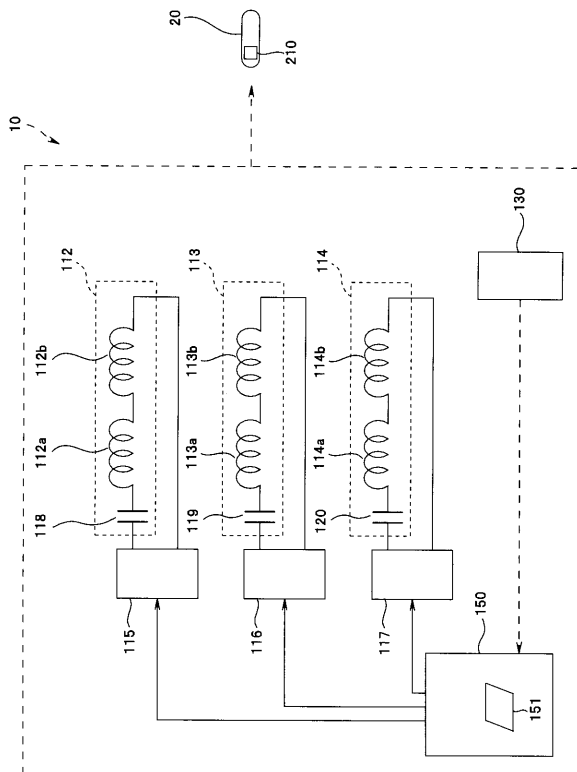
1 5 2 電流データ記憶部

2 0 1 ~ 2 0 3 電流検出部

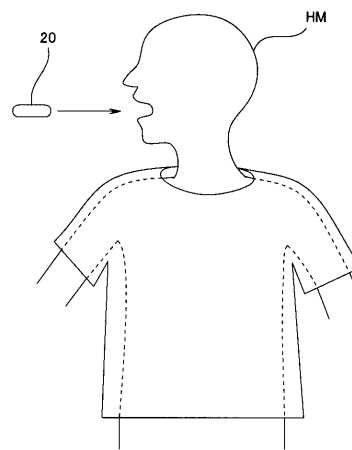
2 1 0 受電アンテナ

10

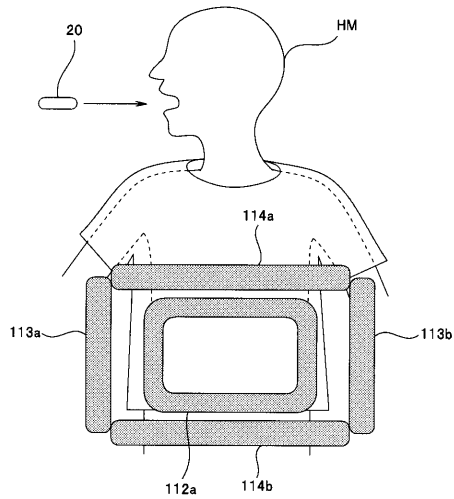
【図 1】



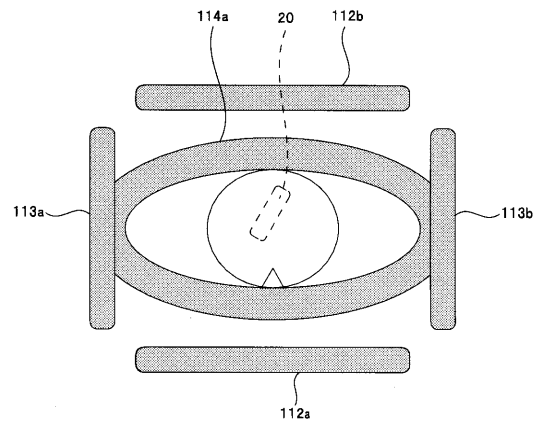
【図 2】



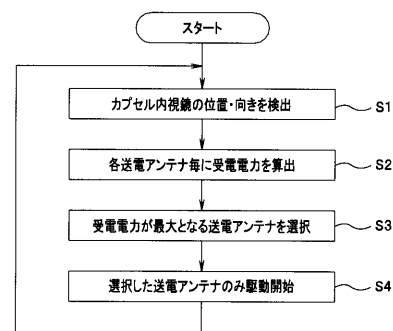
【図 3】



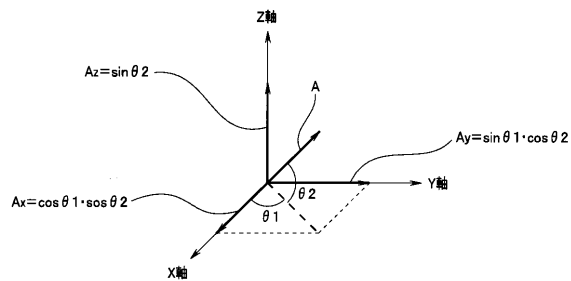
【図 4】



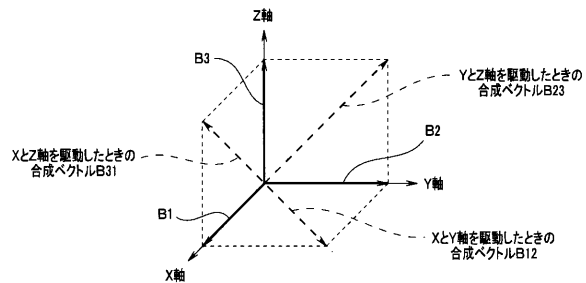
【図 5】



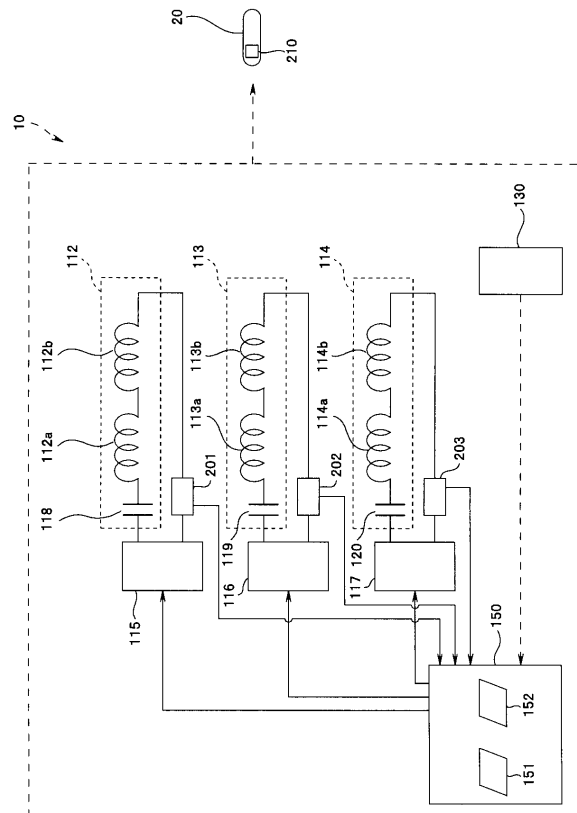
【図 6】



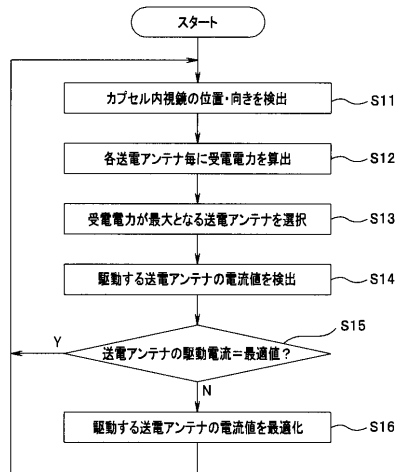
【図 7】



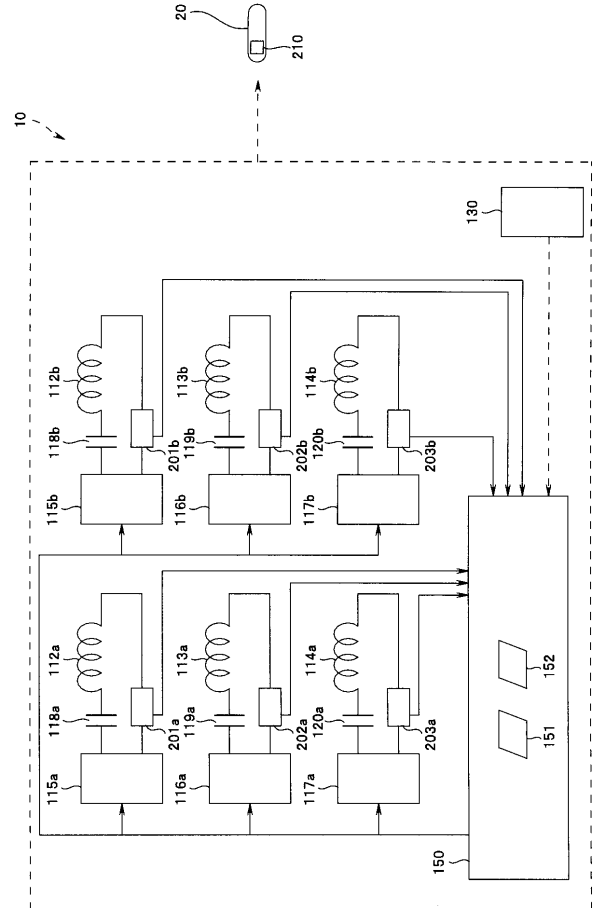
【図 8】



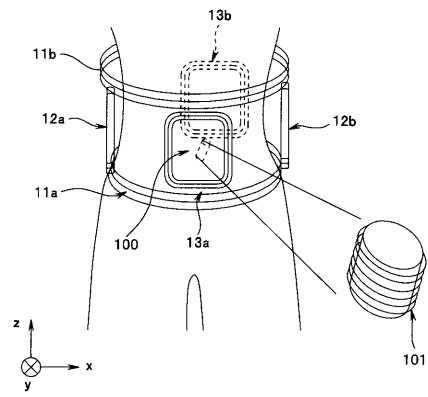
【図 9】



【図 10】



【図 13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-231186(JP,A)
特開2006-068501(JP,A)
特開2004-328941(JP,A)
特開2006-149686(JP,A)
特開2004-159456(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32、 5/06 - 5/22、
H01F 38/14、
H02J 17/00、
H04B 5/00 - 5/06

专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	JP4885788B2	公开(公告)日	2012-02-29
申请号	JP2007126083	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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	宫原秀治 佐藤 憲		
发明人	宫原 秀治 佐藤 憲		
IPC分类号	H02J17/00 A61B1/00		
FI分类号	H02J17/00.B A61B1/00.C A61B1/00.320.B A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J50/12 H02J50/40 H02J50/90		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2008283791A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过从多个发射天线中选择可以最有效地向接收天线供电的发射天线来提高系统的供电效率。ŽSOLUTION：由位置/方向检测部分130检测人体内的胶囊内窥镜20的位置和方向，并且将检测到的位置/检测信息输入到控制器150中。控制器150选择发送天线（可以向胶囊内窥镜20）提供最大功率的发送天线，其可以使胶囊内窥镜20基于检测到的位置/方向信息和磁场数据从多个发送天线112至114中接收最大功率。预先保持在磁场存储部分151中，并且仅驱动所选择的发送天线。Ž

$$\begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B1_x & B1_y & B1_z \\ B2_x & B2_y & B2_z \\ B3_x & B3_y & B3_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \end{bmatrix} \cdots (3)$$