

(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2010-110533

(P2010-110533A)

(43) 公開日 平成22年5月20日 (2010.5.20)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 6 1
<b>H 0 2 J</b> 17/00 (2006.01)	H 0 2 J 17/00 B	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2008-287086 (P2008-287086)	(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
(22) 出願日	平成20年11月7日 (2008.11.7)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(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
		(72) 発明者	堺 洋平 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	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
		Fターム(参考)	4C061 CC06 DD10 NN10

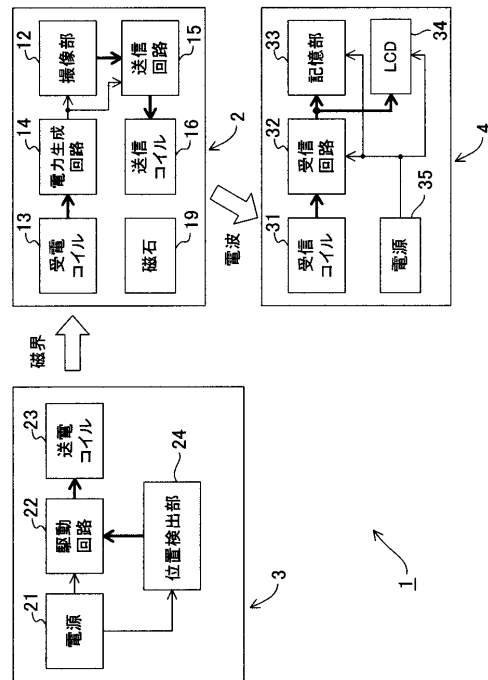
(54) 【発明の名称】 無線給電システム

(57) 【要約】

【課題】 定格以内の所定電力以下で、体内観察装置に電力を供給可能となる所定の範囲内に存在する場合のみ、無線で電力供給を行う無線給電システムを提供する。

【解決手段】 体外に配置され、体内に導入されるカプセル内視鏡2に対して送電コイル23により無線で給電する給電装置3は、カプセル内視鏡2の位置を検出する位置検出部24を備え、この位置検出部24は、定格以内の所定の電力にて、カプセル内視鏡2を動作させる電力を供給可能な所定の範囲内に存在するか否かを検出し、所定の範囲内に存在する場合のみ、電力の供給を行う。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

体内に導入される体内観察装置と、  
体外に配置され、前記体内観察装置に対して前記体内観察装置を動作させる電力を無線で供給する給電装置と、

前記体内観察装置の位置を検出する検出手段と、  
を具備し、

前記給電装置は、前記体内観察装置が前記給電装置による少なくとも定格以内の所定電力以下で、前記体内観察装置に前記電力の供給可能な所定の範囲内に存在する場合にのみ前記電力の供給を行う制御手段を有することを特徴とする無線給電システム。

10

## 【請求項 2】

前記制御手段は、前記体内観察装置が前記所定の範囲内に存在するときには、前記給電装置から供給する電力の大きさを制御す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】

さらに、前記体内観察装置が前記所定の範囲内に存在するときには、前記給電装置により無線で給電するための交流磁界又は前記送電アンテナに流れる電流を測定する測定手段を有し、

前記制御手段は、前記交流磁界及又は前記送電アンテナに流れる電流が一定値以上の値に達したときには、前記給電装置による無線の給電を停止させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の無線給電システム。

20

## 【請求項 4】

前記体内観察装置は、前記給電装置により無線で給電するための交流磁界又は送電アンテナからの電磁波を無線で受信することにより、前記体内観察装置を動作させる電力を生成する電力生成手段を有し、

前記電力生成手段は、前記電力が前記体内観察装置を動作させるために必要な所定の電力量以上の状態であるか否かをモニタするモニタ手段を有することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つの請求項に記載の無線給電システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

30

## 【0001】

本発明は、体内観察装置に対して無線で電力供給を行う無線給電システムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

口腔から飲み込むことにより、体内に挿入される体内観察装置としてのカプセル内視鏡（以下、単にカプセルと略記）が実用化されている。

また、体腔内のカプセルに対して、無線で給電（送電）を行う給電装置を備えた無線給電システムがある。

例えば特開 2004 - 328941 号公報の従来例には、カプセル（としてのピル）が給電装置（レシーバ）から給電用信号を受信した信号レベルから給電される電力のレベルを判定し、レベル判定信号として給電装置に送信することにより、給電装置の給電レベル判定回路は、給電レベルを検出することを開示している。そして、最も効率的に給電可能な給電用アンテナ（又は送電用アンテナ）を選択する。

40

また、給電レベルの判定結果に応じて、給電用信号を増幅して給電用電波を送出する。例えば判定結果が小さい場合には、所定の判定結果に達するように給電装置内の増幅回路の増幅率を上げて、給電電力（送電電力）を大きくする。

## 【特許文献 1】特開 2004 - 328941 号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

50

しかしながら、上記従来例においては、カプセルが給電装置による送電電力を適正に受電できる範囲内に無い場合には、給電装置が送電電力を大きくしても、カプセルにより受電される受電電力が増加しないため、送電用アンテナに供給する電力が際限なく大きくなる。その結果、体外装置による消費電力が異常に増加し、電力が無駄に消費されてしまう。また、送電用アンテナに異常に高い電圧が発生してしまう可能性がある。

このため、カプセル等の体内観察装置が、通常の使用条件下（少なくとも定格電力以内の条件下）で、電力の供給が可能（つまり給電が可能）な所定の範囲内に存在する場合のみ電力供給を行うことができるようにすることが望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、定格以内の所定電力以下で、体内観察装置に電力を供給可能となる所定の範囲内に存在する場合にのみ、無線で電力供給を行う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】

【0004】

本発明の無線給電システムは、体内に導入される体内観察装置と、体外に配置され、前記体内観察装置に対して前記体内観察装置を動作させる電力を無線で供給する給電装置と、

前記体内観察装置の位置を検出する検出手段と、  
を具備し、

前記給電装置は、前記体内観察装置が前記給電装置による少なくとも定格以内の所定電力以下で、前記体内観察装置に前記電力の供給可能な所定の範囲内に存在する場合にのみ前記電力の供給を行う制御手段を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0005】

本発明によれば、定格以内の所定電力以下で、体内観察装置に電力を供給可能となる所定の範囲内に存在する場合にのみ、無線で電力供給を行うことができる。従って、無駄な電力の消費がない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

（第1の実施形態）

図1から図5は本発明の第1の実施形態に係り、図1は本発明の第1の実施形態の無線給電システムの全体構成を示し、図2は第1の実施形態の無線給電システムを備えた無線情報取得システムの構成を使用例で示し、図3は体内観察装置としてのカプセル内視鏡の構成を示し、図4は体内位置検出部による検出範囲を示し、図5は第1の実施形態による動作のフローチャートを示す。

図1に示すように、本発明の第1の実施形態の無線給電システム1は、体内を観察する体内観察装置として、例えば体内を光学的に観察する機能を備えたカプセル内視鏡2と、このカプセル内視鏡2に対して、体内観察する動作をさせる電力を無線で供給する給電装置3と、カプセル内視鏡2から送信される送信信号を受信する受信装置4とを有する。

なお、体外に配置される給電装置3から、体内に導入される体内観察装置としてのカプセル内視鏡2に無線で動作の電力を供給する無線給電手段としては、交流磁界を発生させるものでも良いし、電波（電磁波とも言う）を発生させるものでも良い。

【0007】

また、カプセル内視鏡2は、給電装置3から無線で供給される交流磁界又は電波（電磁波）から効率良く交流起電力を発生する受電手段が用いられる。

カプセル内視鏡2は、例えば図2に示すようにベッド5に横たわる患者6の体腔内を光学的に検査するために用いられる。そのために、患者6は、このカプセル内視鏡2を口腔から飲み込むことにより、カプセル内視鏡2が体内に導入される。

このカプセル内視鏡2は、患者6が飲み込み易いように、図3に示すようにカプセル形状である。

10

20

30

40

50

具体的には、このカプセル内視鏡 2 は、両端が閉塞された円筒形状の外装容器 7 を有し、その一方の端面側は半球形状の透明部材 8 で覆われている。

この透明部材 8 の内側には、照明手段としての例えば複数の LED 9、9 と、対物光学系 10 及びその結像位置に配置された撮像素子としての CCD 11 とが収納されている。なお、対物光学系 10 及び CCD 11 とにより、図 1 に示す撮像部 12 が形成される。

#### 【0008】

また、この外装容器 7 内には、給電装置 3 により無線で電力を供給するために無線給電手段により発生される交流磁界（又は高周波磁界）を、無線で受信する受電手段としての受電コイル（又は受電アンテナ）13 と、この受電コイル 13 に誘起される交流電力（又は高周波電力）から直流電力を生成する電力生成回路 14 と設けられている。

また、CCD 11 により撮像された撮像信号は、送信回路 15 により変調して送信信号に変換され、送信コイル（又は送信アンテナ）16 から送信される。

上記電力生成回路 14 は、生成した直流電力を、LED 9、撮像部 12、送信回路 15 に供給し、供給された直流電力は、それらを駆動する動作電源となる。

#### 【0009】

また、本実施形態におけるカプセル内視鏡 2 は、このカプセル内視鏡 2 が無電源の状態において、その位置の検出を行えるように例えば磁石 19 を内蔵している。

図 1 に示すように給電装置 3 は、電源（回路）21 と、この電源 21 から供給される直流電力により交流駆動電力（交流電流）を発生する駆動回路 22 と、この駆動回路 22 から供給される交流電流が流れることにより、交流磁界を発生する送電コイル（又は送電アンテナ）23 と、体内観察装置としてのカプセル内視鏡 2 の位置を検出するための体内観察装置位置検出部としてのカプセル内視鏡位置検出部（以下、単に位置検出部と略記）24 とからなる。

#### 【0010】

電源 21 から供給される直流電力により動作するこの位置検出部 24 は、カプセル内視鏡 2 を検出した位置が所定の範囲内に存在するか否かを判定し、その判定結果により駆動回路 22 による送電コイル 23 への電力供給を制御する。

#### 【0011】

つまり、この位置検出部 24 は、位置検出手段の機能の他に、その位置検出結果に基づいて駆動回路 22 の給電動作を制御する制御手段の機能を備えている。

図 2 は、無線給電システム 1 における給電装置 3 等の構成例を示す。この給電装置 3 は、図 1 の電源 21 と、駆動回路 22 と位置検出部 24 における一部（つまりセンサ出力から位置検出を行うと共に、検出された位置が所定の範囲内か否かの判定と、その判定結果により駆動回路 22 を制御する回路）を内蔵した給電装置本体 25 を有する。

この給電装置本体 25 の出力端に接続された給電ライン 26 は、例えばベッド 5 の両側に対向するように配置された 1 対の送電コイル 23、23 に接続される。そして、この給電ライン 26 を介して 1 対の送電コイル 23、23 には、交流電力が供給され、両送電コイル 23、23 の間に交流磁界を発生する。

対向するように配置された対の送電コイル 23、23 のサイズは、カプセル内視鏡 2 により患者 6 の体腔内を観察しようとする観察対象範囲を所定の範囲 R として、その所定の範囲 R をカバーするように設定されている。

#### 【0012】

また、この所定の範囲 R 内に、カプセル内視鏡 2 が存在するか否かを検出する検出センサとして、複数の磁気センサ 27a ~ 27h が設けられている。図 2 の例では、ベッド 5 の両側に配置された送電コイル 23、23 それぞれの 4 隅に磁気センサ 27a ~ 27h を設けた例で示している（図 2 では、符号を 27a、27b、27h のみ示している）。

これら複数の磁気センサ 27a ~ 27h により検出された信号は、（複数の信号線からなる）信号ケーブル 28 を介して給電装置本体 25 のセンサ信号入力端から給電装置本体 25 内部の回路に入力される。

#### 【0013】

10

20

30

40

50

この回路は、複数の磁気センサ 27a ~ 27h により検出された信号から、カプセル内視鏡 2 内部に設けられた磁石 19 により発生する略静磁界からその位置を検出する。さらに、検出された位置が所定の範囲 R 内に存在するか否かの判定を行い、その判定結果で駆動回路 22 の給電動作を制御する。

なお、カプセル内視鏡 2 は、体空内で蠕動運動により移動するので磁石 19 も移動するが、その移動は、交流磁界による時間的变化と比較すると、時間変化の遅い磁界と見なすことができる。

上記給電装置本体 25 内部の回路は、検出された磁石 19 の位置が所定の範囲 R 内に存在する場合には、駆動回路 22 による給電動作を許可し、検出された磁石 19 の位置が所定の範囲 R 内に存在しない場合には、駆動回路 22 による給電動作を禁止、又は停止する。

10

#### 【0014】

図 4 は、図 2 における矢印 A 方向から見た場合の所定の範囲 R を示す。なお、図 4 においては、患者 6 が横向きに体位を変形した状態を 2 点鎖線で示している。

給電装置本体 25 の定格以内となる通常の条件下の交流駆動電力を送電コイル 23、23 に供給した場合には、図 1 及び図 4 に示すように対向する送電コイル 23、23 間の 4 隅を結ぶ略直方体の領域に十分な磁界強度の交流磁界を発生させることができる。

従って、この直方体の領域を所定の範囲 R として、この所定の範囲 R 内にカプセル内視鏡 2 が存在すると、その内部の受電コイル 13 に給電することが可能な状態、つまり給電可能となる。

20

また、図 1 に示すように受信装置 4 は、送信コイル 16 から例えば電波（電磁波）で送信される送信信号を受信信号として受信する受信コイル（受信アンテナ）31 と、この受信コイル 31 が受信した受信信号に対して増幅及び復調の信号処理を行い、撮像信号に対応する映像信号を生成する受信回路 32 と、デジタルの映像信号を記憶する記憶部 33 と、映像信号を表示する例えば液晶モニタ（LCD と略記）34 とを有する。

#### 【0015】

また、受信装置 4 は、電源 35 を有し、この電源 35 により生成された直流電力は、受信回路 32 と、記憶部 33 と、LCD 34 に供給される。

なお、図示しない選択スイッチにより、LCD 34 の表示の ON / OFF 等を選択することもできる。

30

この受信装置 4 は、図 2 においては例えばベッド 5 の底面側に配置される。或いは受信装置 4 を給電装置 3 と一体的に配置しても良い。

なお、図 1（後述する図 6 等のブロック図でも同様）において、電源 21、電源 35 及び電力生成回路 14 により生成された直流電力を供給して動作させる給電線を細い線で示し、その他の信号線を太い線で示している。

このような構成の無線給電システム 1 の動作を図 5 のフローチャートを参照して説明する。

術者は、給電装置 3 の電源と受信装置 4 の電源とを投入する。すると、図 5 のステップ S1 に示すように位置検出部 24 は、位置検出の動作を開始する。

40

#### 【0016】

そして、ステップ S2 に示すように位置検出部 24 は、複数の磁気センサ 27a ~ 27h により検出信号を取り込み、カプセル内視鏡 2 に内蔵された磁石 19 により生成される磁界から、そのカプセル内視鏡 2（の磁石 19）の位置を検出する。

次のステップ S3 に示すように位置検出部 24 は、検出したカプセル内視鏡 2 の位置が、所定の範囲 R 内に存在するか否かの判定を行う。

カプセル内視鏡 2 の位置が、所定の範囲 R 内に存在すると判定した場合には、次のステップ S4 に進み、所定の範囲 R 内に存在しないと判定した場合には、ステップ S10 に移る。

ステップ S4 において位置検出部 24 は、駆動回路 22 に動作許可信号を送信する。駆動回路 22 は、動作許可信号を受け取ると、ステップ S5 に示すように駆動回路 22 は、

50

電源 2 1 からの直流電力を受けて、交流駆動電力を送電コイル 2 3 , 2 3 に供給し、送電コイル 2 3 , 2 3 は、交流磁界を発生する。

【 0 0 1 7 】

ステップ S 6 に示すようにカプセル内視鏡 2 内の受電コイル 1 3 の両端に発生した交流電圧は、電力生成回路 1 4 を構成する整流回路又は検波回路により整流（検波）されて直流電圧に変換され、蓄電用のコンデンサ等に直流電力として蓄えられる。つまり、直流電力が生成される。

ステップ S 7 に示すようにこの直流電力（電源）は、カプセル内視鏡 2 内の各部、例えば撮像部 1 2 等の動作電源として供給される。

そして、ステップ S 8 に示すようにカプセル内視鏡 2 は、撮像部 1 2 により体腔内を撮像し、撮像された撮像信号は、送信回路 1 5 により信号処理されて送信信号に変換される。送信信号は、送信コイル 1 6 から体外に電波により送信される。つまり、カプセル内視鏡 2 は、体内観察装置としての機能、具体的には撮像動作等を行う。

【 0 0 1 8 】

体外の受信装置 4 は、送信信号を受信して、撮像部 1 2 により撮像された映像を L C D 3 4 により表示したり、記憶部 3 3 に記憶する。

そして、ステップ S 9 において位置検出部 2 4 は、図示しないタイマにより一定時間が経過したか否かをモニタし、一定時間が経過していない場合には、ステップ S 4 の処理に戻る。一方、一定時間が経過すると、ステップ S 1 の処理に戻り、上述した動作を繰り返す。

また、ステップ S 3 において、位置検出部 2 4 によりカプセル内視鏡 2 が、所定の範囲 R 内に存在しないと判定した場合には、ステップ S 1 0 に示すように位置検出部 2 4 は、駆動回路 2 2 に動作禁止信号を送信する。

【 0 0 1 9 】

そして、ステップ S 1 1 に示すように駆動回路 2 2 は、この動作禁止信号によって、駆動回路 2 2 が送電コイル 2 3 , 2 3 に交流駆動電力を供給する動作が禁止される。つまり、駆動回路 2 2 は、送電コイル 2 3 , 2 3 に交流駆動電力を供給しない。

この場合、駆動回路 2 2 が一旦、動作許可信号が供給された後に、ループ動作により動作禁止信号が入力されると、送電コイル 2 3 , 2 3 に交流駆動電力を供給した状態から供給停止の状態となる。

ステップ S 1 1 の処理の後、例えばステップ S 1 に戻る。なお、ステップ S 1 1 の処理の後、適宜の時間が経過した後に、ステップ S 1 に戻るようにしても良い。

このように動作する本実施形態によれば、カプセル内視鏡 2 の位置が、定格以内の所定の電力以下の条件下で送電コイル 2 3 により十分な電力の供給を受けることができる所定の範囲 R 内に存在しない場合には、カプセル内視鏡 2 の受電コイル 1 3 に電力供給のために、送電コイル 2 3 に交流駆動電力を供給する動作を禁止する。

【 0 0 2 0 】

従って、このようにカプセル内視鏡 2 の位置が、所定の範囲 R 内に無い場合には、送電コイル 2 3 に交流駆動電力を供給する動作を行わないので、交流駆動電力又はその交流駆動電力を生成する電力（エネルギー）が無駄に使用されることを防止できる。

また、送電コイル 2 3 に異常な電流を流すことを抑制でき、送電コイル 2 3 に高電圧が発生することを抑制したり、周囲に大きなノイズを放射することを防止できる。

なお、上述した本実施形態においては、1 対のヘルムホルツコイルを形成して交流磁界を発生しているが、これに限定されるものでなく、一つ以上、何組のコイルを用いても良いことは言うまでもない（つまり、適宜に変更可能である）。

【 0 0 2 1 】

図 6 は、変形例の無線給電システム 1 B の構成を示す。

上述した第 1 の実施形態においては、位置検出部 2 4 は位置検出によりカプセル内視鏡 2 が所定の範囲 R 内に存在するか否かの判定結果に応じて、動作許可信号を駆動回路 2 2 に送るようにしていた。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 2 】

これに対して、本変形例においては、図 1 の給電装置 3 において、駆動回路 2 2 と送電コイル 2 3 との間に両者の開閉を行う開閉装置 4 1 を設け、位置検出部 2 4 の検出及び判定結果の信号で開閉装置 4 1 を構成する ON / OFF スイッチを ON / OFF 制御する。その他の構成は、第 1 の実施形態と同様である。

本変形例においては、位置検出部 2 4 は位置検出によりカプセル内視鏡 2 が所定の範囲 R 内に存在するか否かの判定結果に応じて、動作許可信号 / 動作禁止信号の代わりに ON / OFF スイッチを ON / OFF するスイッチ制御信号を出力する。

具体的には、カプセル内視鏡 2 が所定の範囲 R 内に存在する判定結果の場合には、開閉装置 4 1 の ON / OFF スイッチを ON に、カプセル内視鏡 2 が所定の範囲 R 内に存在しない判定結果の場合には、ON / OFF スイッチを OFF にするスイッチ制御信号を出力する。

10

## 【 0 0 2 3 】

本変形例は、上述した第 1 の実施形態の効果とほぼ同様の効果を実現する。

なお、位置検出部 2 4 は、給電動作の開始時及び給電動作中に、体内観察装置としてのカプセル内視鏡 2 の位置を検出するが、術者等の使用者が位置検出の動作を行う期間を設定し、設定されたその期間に位置を検出するようにしても良い。

## 【 0 0 2 4 】

( 第 2 の実施形態 )

図 7 は本発明の第 2 の実施形態における無線給電システム 1 C の構成を示す。この無線給電システム 1 C は、図 1 の無線給電システム 1 における給電装置 3 に、さらに送電コイル 2 3 により発生した磁界を制御する機能を備えた給電装置 3 C を用いるようにしている。

20

この給電装置 3 C は、電源 2 1 と、この電源 2 1 から供給される直流電力により交流駆動電力 ( 交流電流 ) を発生する駆動回路 2 2 と、この駆動回路 2 2 から供給される交流電流が流れることにより、交流磁界を発生する送電コイル 2 3 と、体内観察装置としてのカプセル内視鏡 2 の位置を検出するための体内観察装置位置検出部としての位置検出部 2 4 とを有する。

## 【 0 0 2 5 】

駆動回路 2 2 は、その内部に発振回路と、発振回路の発振周波数を調整する発振周波数調整回路と、発振回路により発振された信号を増幅する増幅回路と、この増幅された信号を電力増幅して送電コイル 2 3 を駆動する駆動信号を交流駆動電力として ( 送電コイル 2 3 に ) 供給するドライバとを備え、任意の周波数、振幅の駆動信号により送電コイル 2 3 を駆動する。

30

送電コイル 2 3 は、入力される駆動信号の交流駆動電力値に応じて体内観察装置としてのカプセル内視鏡 2 に向けての交流磁界を発生する。

なお、上記位置検出部 2 4 は、カプセル内視鏡 2 の位置を検出する位置検出回路 5 1 とこの位置検出回路 5 1 の検出結果により、検出されたカプセル内視鏡 2 の位置が所定の範囲 R 内に存在するか否かの判定と、その判定結果により駆動回路 2 2 を制御する判定・制御回路 5 2 とから構成される。

40

## 【 0 0 2 6 】

この場合の位置検出回路 5 1 は、図 2 の例における磁気センサ 2 7 a ~ 2 7 h と、その磁気センサ 2 7 a ~ 2 7 h のサンサ出力信号によりカプセル内視鏡 2 の磁石 1 9 の位置を検出 ( 算出 ) する部分の回路に相当する。

本実施形態においては、この給電装置 3 C は、さらに送電コイル 2 3 により発生される交流磁界の値を常時測定する磁界測定部 5 3 と、この磁界測定部 5 3 によって測定された交流磁界の値と予め設定された一定値とを比較する演算を行う演算回路 ( 又は比較回路 ) 5 4 とを有し、この演算回路 5 4 の演算結果は、判定・制御回路 5 2 に出力される。

この判定・制御回路 5 2 は、演算回路 5 4 の演算結果に応じて駆動回路 2 2 の動作を、給電停止を含む制御を行う。なお、演算回路 5 4 による機能を、判定・制御回路 5 2 ( の

50

判定回路部分)が行うようにしても良い。

なお、磁界測定部53は、交流磁界を常時測定しても良いし、適宜の周期で交流磁界を測定するようにしても良い。

【0027】

また、判定・制御回路52には、告知を行う告知装置55が接続されており、判定・制御回路52は、例えば正常な給電動作を行えない状態の場合に、この告知装置55により、術者等にその旨を告知する。

また、本実施形態においては、カプセル内視鏡2は、動作状態になると、電力生成回路14による電力生成の状態をモニタし、電力生成回路14による電力生成の状態が、体内観察装置としてのカプセル内視鏡2の動作に必要な所定の電力量以上の状態であるか否かをモニタするモニタ手段を有する。例えば、電力生成回路14は、この電力生成回路14内部の蓄電手段を構成するコンデンサの両端の直流電圧をモニタする電圧モニタ回路14aを有する。

この電圧モニタ回路14aは、モニタした直流電圧を所定の電圧と比較して、所定の電圧以下になった場合には、給電される電力が不足する状態であると判定し、例えば電力不足を表すフラグ信号を送信回路15に送る。

【0028】

なお、電圧モニタ回路14aは、蓄電手段を構成するコンデンサの直流電圧をモニタする代わりに、受電コイル13により受電し、整流(又は検波)した直流電圧(のレベル)をモニタして、その直流電圧を所定の電圧と比較して、体内観察装置としてのカプセル内視鏡2の動作に必要な所定の電力量以上であら否かフラグ信号を発生するようにしても良い。

この場合には、受電状態又は給電状態(換言すると直流電力生成状態)が適正であるか不足状態になったかを時間的な遅れをより短くしてフラグ信号を生成することができる。

なお、電圧モニタ回路14aが、これら両方の電圧をモニタするようにしても良い。

送信回路15は、給電される電力が不足するフラグ信号を、例えば所定の2値パターンに変調して、撮像部12により撮像された信号と共に、送信コイル16から送信する。

【0029】

また、受信装置4は、送信される信号を受信コイル31により受信し、受信回路32により復調する。そして、受信回路32は、復調した信号中に、上記フラグ信号のコードパターンが含まれるか否かを、図示しないメモリなどに予め格納されたコードパターンと比較することにより識別する。そして、そのフラグ信号を識別した場合には、受信回路32は、識別したフラグ信号又は、これに対応する情報を給電装置3Cの判定・制御回路52に送信する。

判定・制御回路52は、受信回路32から入力されるフラグ信号等を、発生する交流磁界を増大する指令信号と解釈し、駆動回路22の交流駆動電力を増大させるように制御する。換言すると、判定・制御回路52は、給電するための電力の大きさを制御する。

【0030】

また、判定・制御回路52には、演算回路54から、磁界測定部53により測定された送電コイル23による交流磁界の値(強度値)が予め設定された一定値と比較した演算結果が入力される。

そして、フラグ信号が入力された状態において、交流磁界の値が一定値未満の場合には、判定・制御回路52は、駆動回路22の動作を制御して、発生する交流磁界を増大させるように制御する。これに対して、交流磁界の値が一定値以上の場合には、判定・制御回路52は、駆動回路22の動作を停止して、交流磁界の発生を停止させる。つまり判定・制御回路52による制御手段は、給電動作を停止させる。

また、判定・制御回路52は、給電動作を停止した場合には、その給電動作を停止した事を告知装置55により、術者等に告知する。

このように、体内観察装置としてのカプセル内視鏡2への電力供給が低下したような場合には、判定・制御回路52は、予め設定された一定値未満での範囲内において、交流磁

10

20

30

40

50

界を増大させるように制御する。

【0031】

しかし、このように交流磁界を増大するように制御した場合、交流磁界の値が一定値に達した状態においても、カプセル内視鏡2への電力供給の低下が解消できないような状態の場合には、判定・制御回路52は、給電装置3Cに対して交流磁界を増大させる指令信号が入力された状態であっても、給電動作を停止させて、無駄に電力消費することを抑制すると共に、正常な給電動作を行えない状態であることを告知装置55により告知する。

その他の構成は、例えば第1の実施形態と同様である。

このように本実施形態においては、第1の実施形態の構成の他に、さらに交流磁界の値を測定する測定手段を有し、判定・制御回路52による制御手段は、前記交流磁界の値が一定値未満の範囲において交流磁界の値を制御する。

10

【0032】

そして、交流磁界の値が一定値以上に達した場合には、給電装置3Cによる交流磁界の発生を停止、つまり無線による給電動作を停止する。

このような構成による本実施形態の動作を図8を参照して説明する。

本実施形態は、図5の動作において、さらに送電コイル23を用いた交流磁界による給電動作の制御機能が追加された動作となる。

本実施形態における動作は、図5におけるステップS1～S5までは同じであると共に、ステップS3からステップS10、S11の動作も同じであるため、ステップS4以降の一部のみを示す。

20

電源が投入されて、ステップS1からステップS2、S3の処理が行われ、ステップS3において検出されたカプセル内視鏡2の位置が所定の範囲R内に存在しないと、図5で説明したようにステップS10、S11を経てステップS1に戻る。

【0033】

一方、所定の範囲R内に存在すると判定された場合には、ステップS4に進み、位置検出部24を構成する判定・制御回路52は動作許可信号を駆動回路22に送信する。そして、駆動回路22により送電コイル23に交流駆動電力が供給され、送電コイル23は交流磁界を発生する。

なお、この場合（駆動回路22の動作開始時）、駆動回路22により送電コイル23に供給される交流駆動電力は、少なくともこの給電装置3Cにおける定格以内の値に設定されている。

30

本実施形態においては、例えばステップS5の次のステップS21に示すように送電コイル23により発生される交流磁界の値は、磁界測定部53により測定される。磁界測定部53により測定された交流磁界の値は演算回路54に送られ、演算回路54は、測定された交流磁界の値が一定値以内か否かの演算結果を判定・制御回路52に出力する。

この場合の交流磁界の値は、定格以内の交流電力に対応する磁界強度であるため、一定値以内となる。

【0034】

通常の下ではカプセル内視鏡2の受電コイル13には給電に必要な十分な交流磁界となる。そしてステップS6に示すように受電コイル13に誘起した交流電力は、電力生成回路14により直流電力が生成される。

40

次のステップS7に示すようにこの直流電力は、カプセル内視鏡2内の各部に供給される。そして、ステップS8に示すように撮像部12による撮像動作等を行う。

また、ステップS22に示すように電力生成回路14内の電圧モニタ回路14aは、蓄電手段の直流電圧をモニタ（検出）する。

ステップS23に示すように電圧モニタ回路14aは、モニタした直流電圧を所定の電圧と比較し、所定電圧以上か否かを判定する。所定の電圧以上であればステップS9に進む。通常の状態では、所定の電圧以上となり、ステップS9において一定時間の経過が判断される。

このステップS9において一定時間が経過していないと、ステップS4に戻り、一定時

50

間が経過していると、最初のステップ S 1 に戻る。

【 0 0 3 5 】

そして、ステップ S 1 又はステップ S 4 から上述した処理動作を繰り返す。

このような動作において、通常の動作状態においては電力生成回路 1 4 の蓄電手段は、所定の電圧以上の直流電圧の状態を維持する。しかし、蓄電手段に、所定の電圧以上の直流電圧が生成されない場合も起こりえる可能性がある。

所定の電圧以上の直流電圧が生成されない場合が発生すると、ステップ S 2 3 によりその状態が判定される。そして、ステップ S 2 4 において送信回路 1 5 は、フラグ信号を送信コイル 1 6 を介して送信する。このフラグ信号は受信装置 4 で受信され、受信回路 3 2 は、復調したフラグ信号を給電装置 3 C の判定・制御回路 5 2 に送る。

そして、ステップ S 2 5 に示すように判定・制御回路 5 2 は、フラグ信号を交流磁界を増大する指令信号と解釈し、駆動回路 2 2 の交流駆動電力を所定量だけ増大させ、発生する交流磁界の強度を増大（大きく）するように制御する。

【 0 0 3 6 】

この場合の所定量は、例えば交流駆動電力の定格値から初期状態の交流駆動電力値を減算した差分値を複数に等分割した値である。

このように増大された交流磁界は、磁界測定部 5 3 により測定され、さらに演算回路 5 4 によりその交流磁界の値が一定値以上か否かの判定が行われる。初期状態から所定量だけ増大した場合には、その値は、一定値未満となる。その値が一定値未満の場合には、ステップ S 2 2 に戻る。この場合には、電圧モニタ回路 1 4 a は、増大された交流磁界のもとで生成された直流電圧をモニタすることになる。

このようにして、所定の電圧が得られない場合には、交流駆動電力を所定量ずつ増大して、その場合の直流電圧をモニタする。そして、生成される直流電圧がカプセル内視鏡 2 の動作に不足しない状態が発生することを解消する制御を行う。

【 0 0 3 7 】

一方、交流駆動電力を所定量ずつ増大しても、所定の電圧以上が得られない状態において、ステップ S 2 6 の判定処理により交流磁界の値が一定値以上となってしまう場合には、ステップ S 2 7 に示すように判定・制御回路 5 2 は、駆動回路 2 2 の動作を停止する。

つまり、判定・制御回路 5 2 は、駆動回路 2 2 が交流駆動電力を送電コイル 2 3 に供給する動作を停止させる。つまり、判定・制御回路 5 2 は、交流磁界の発生を停止させる。

また、ステップ S 2 8 に示すように判定・制御回路 5 2 は、交流磁界の発生を停止した旨を告知装置 5 5 により告知する。そして、図 8 の処理を終了する。

これにより、何らかの理由によって体内観察装置としてのカプセル内視鏡 2 への電力伝達効率等が著しく低下し、給電装置 3 C に対して、通常の使用条件を逸脱するような電力要求がされても、給電装置 3 C の動作を停止して、その逸脱した状態を告知すると共に、無駄な電力消費を抑えることが可能となる。

【 0 0 3 8 】

従って、本実施形態によれば、第 1 の実施形態の効果の他に、何らかの理由により体内観察装置に対して電力の伝達効率等が著しく低下しても、給電装置が無駄な電力を発生することを防止できる。

従って、何らかの理由により体内観察装置に対して電力の伝達効率等が著しく低下しても、給電装置が無駄な電力を発生することを防止できる無線給電システムを提供することが可能となる。

また、給電装置を停止することによって、無線給電システムになんらかの異常が発生したことを告知することが可能となる。

【 0 0 3 9 】

なお、上述の説明においては、磁界測定部 5 3 により交流磁界を測定していたが、以下に説明するように送電コイル 2 3 に流れる交流電流の値（大きさ）を測定し、その値に応じて制御する構成にしても良い。

【 0 0 4 0 】

図 9 は、第 2 の実施形態における給電装置 3 C の変形例の給電装置 3 D を示す。本変形例は、図 7 の給電装置 3 C において磁界測定部 5 3 と演算回路 5 4 とを有しない構成にしている。

【 0 0 4 1 】

また、本変形例においては、駆動回路 2 2 から送電コイル 2 3 に供給される交流駆動電力における交流電流値を電流センサ 6 1 により検出し、この電流センサ 6 1 により検出したセンサ信号を判定・制御回路 5 2 に入力する構成にしている。

そして、第 2 の実施形態における磁界測定部 5 3 による磁界測定結果の代わりに、この電流センサ 6 1 により検出される送電コイル 2 3 に流れる交流電流値に基づいて判定・制御回路 5 2 は、駆動回路 2 2 による給電動作を制御する。

判定・制御回路 5 2 における判定回路部分は、電流センサ 6 1 により検出されたセンサ信号による交流電流値が、予め設定された（少なくとも定格以内の）一定値以下か否かの判定を行う。

【 0 0 4 2 】

そして、検出されたセンサ信号による交流電流値が、一定値以上となった場合には、第 2 の実施形態と同様に判定・制御回路 5 2 における制御回路部分は、交流磁界の発生を停止させ、告知を行う制御を行う。

一方、検出されたセンサ信号による交流電流値が、一定値未満の状態の場合には第 2 の実施形態と同様にフラグ信号が入力されると、交流磁界の強度を増大させる制御を行う。

その他の構成は、第 2 の実施形態と同様である。

本変形例の動作は、例えば図 8 を参照して説明すると、図 8 におけるステップ S 2 1 と、ステップ S 2 6 の処理部分が異なる。具体的には、本変形例においては、図 8 におけるステップ S 2 1 の交流磁界の測定を行わない動作となる。

【 0 0 4 3 】

また、図 8 のステップ S 2 6 における測定された交流磁界の値が一定値以上か否かを判定する処理を行う代わりに、電流センサ 6 1 により検出されたセンサ信号による交流電流値が一定値以上か否かの判定を行う処理に置き換えた動作となる。

本変形例は、第 2 の実施形態とほぼ同様の効果を有する。

なお、上述したように交流磁界の代わりに、送電コイル 2 3 により高周波の交流磁界とも言える電波（電磁波）を発生するようにしても良い。

また、例えば第 2 の実施形態において、体内観察装置としてのカプセル内視鏡 2 が所定の範囲 R 内に存在することを検出した場合、判定・制御回路 5 2 は、フラグ信号が送信されない場合においても、交流磁界が一定値未満の条件下で交流磁界の大きさを制御することにより、カプセル内視鏡 2 に供給する電力の大きさを制御するようにしても良い。

【 0 0 4 4 】

なお、本変形例のさらに変形例として、位置検出回路 5 1 を構成する磁気センサ 2 7 a ~ 2 7 h を時分割で使用するようにしても良い。

具体的には、磁気センサ 2 7 a ~ 2 7 h を、カプセル内視鏡 2 の（磁石 1 9 ）位置検出に利用すると共に、送電コイル 2 3 により生成される交流磁界の検出に、時分割で利用するようにしても良い。

【 0 0 4 5 】

なお、上述した実施形態等においては、磁石 1 9 と磁気センサ 2 7 a ~ 2 7 h により体内観察装置としてのカプセル内視鏡 2 の位置を検出する位置検出手段を形成していたが、本発明はこの場合に限定されるものでなく、他の公知の位置検出手段を用いることができる。

例えば、特開 2 0 0 8 - 1 1 9 2 5 3 号公報や、特開 2 0 0 8 - 7 9 9 1 3 号公報に開示されている位置検出手段を利用しても良い。以下のような位置検出手段でも良い。

例えば体外から給電可能な所定の範囲 R に向けて磁界を発生させる磁界発生装置（たとえば高周波磁界発生コイルシステム）を設置する。そして、この磁界発生装置の反対側に磁界検知センサ（複数であると、より検出精度が向上する）により磁界を検知し、体内観

10

20

30

40

50

察装置が所定の範囲内に存在する時と、存在しない時の差をもって体内観察装置が所定の範囲内に存在するか否かを判断するようにしても良い。

【0046】

又は、体外から、給電するための信号としての給電を、給電可能な所定の範囲R内の体内観察装置に向けて送信する。体内観察装置は、給電信号を受信したら、受信した旨のみ体外の給電装置に通信する。そして、給電装置は、この体内観察装置からの給電信号を受信した旨の信号を受信した場合にのみ、その体内観察装置が所定の範囲内に存在すると判定するようにしても良い。

また、体内観察装置の位置を検出する位置検出手段の他に、その向き（長手方向の方向）などを検出するようにしても良い。

なお、上述した実施形態等を部分的に組み合わせて構成される実施形態等も本発明に属する。

【産業上の利用可能性】

【0047】

体内に導入される無電源の体内観察装置に対して、無線で動作させる電力を供給する。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】図1は本発明の第1の実施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2は第1の実施形態の無線給電システムを備えた無線情報取得システムの構成を使用例で示す斜視図。

【図3】図3は体内観察装置としてのカプセル内視鏡の構成を示す断面図。

【図4】図4は位置検出部による検出範囲を示す説明図。

【図5】図5は第1の実施形態による動作内容を示すフローチャート。

【図6】図6は第1の実施形態の変形例の無線給電システムの全体構成を示すブロック図。

【図7】図7は本発明の第2の実施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8】図8は第2の実施形態による動作内容を示すフローチャート。

【図9】図9は第2の実施形態の変形例における給電装置の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【0049】

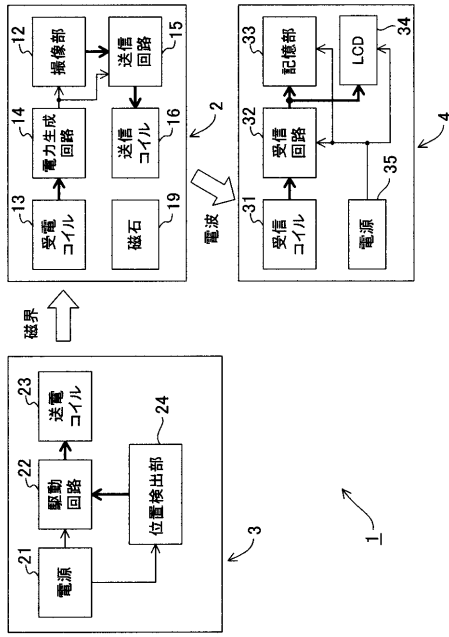
1 ... 無線給電システム、2 ... カプセル内視鏡、3 ... 給電装置、4 ... 受信装置、5 ... ベッド、6 ... 患者、11 ... CCD、12 ... 撮像部、13 ... 受電コイル、14 ... 電力生成回路、14a ... 電圧モニタ回路、15 ... 送信回路、16 ... 送信コイル、19 ... 磁石、21 ... 電源、22 ... 駆動回路、23 ... 送電コイル、25 ... 給電装置本体、27a ~ 27h ... 磁気センサ、31 ... 受信コイル、32 ... 受信回路、33 ... 記憶部、34 ... LCD、51 ... 位置検出回路、52 ... 判定・制御回路、53 ... 磁界検出部、54 ... 演算回路、55 ... 告知装置、61 ... 電流センサ

10

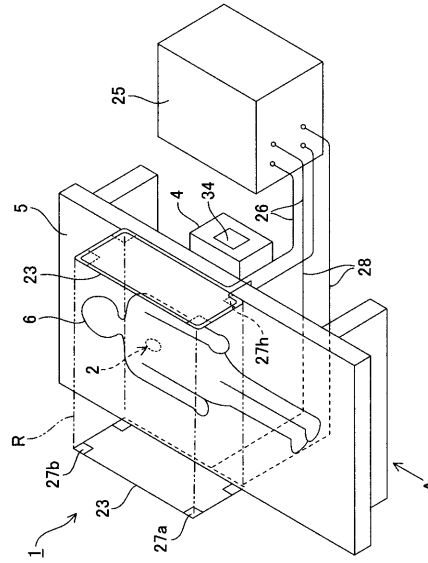
20

30

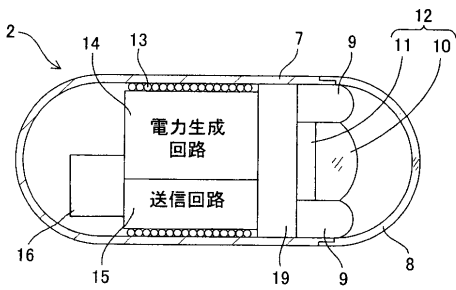
【図1】



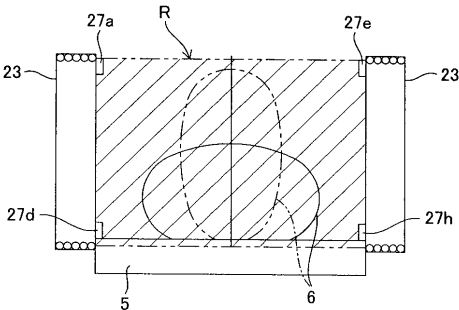
【図2】



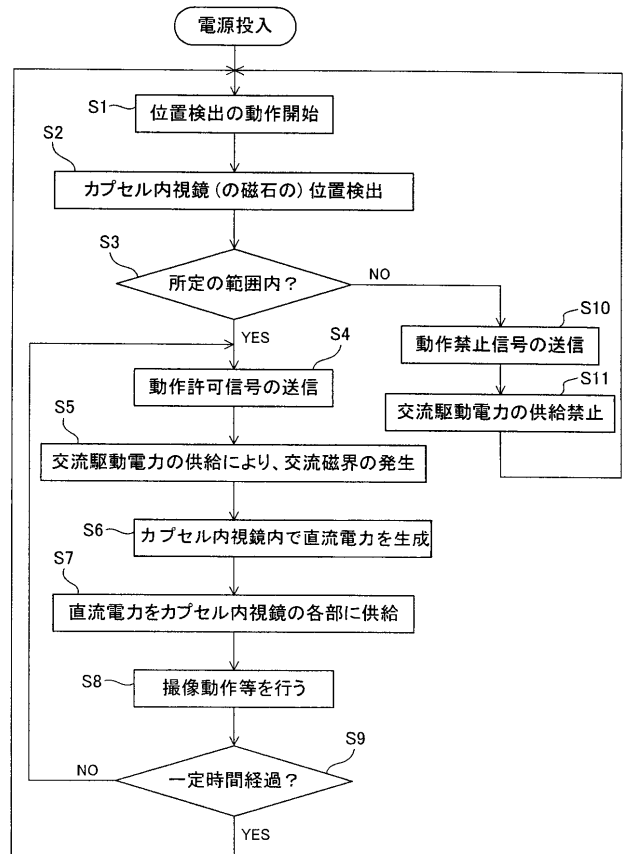
【図3】



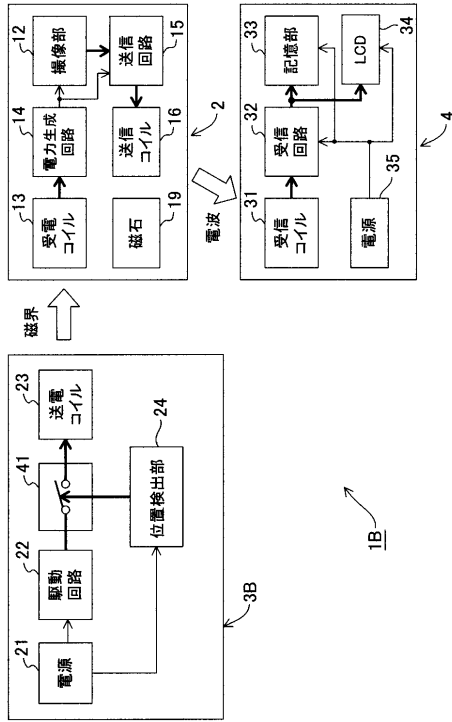
【図4】



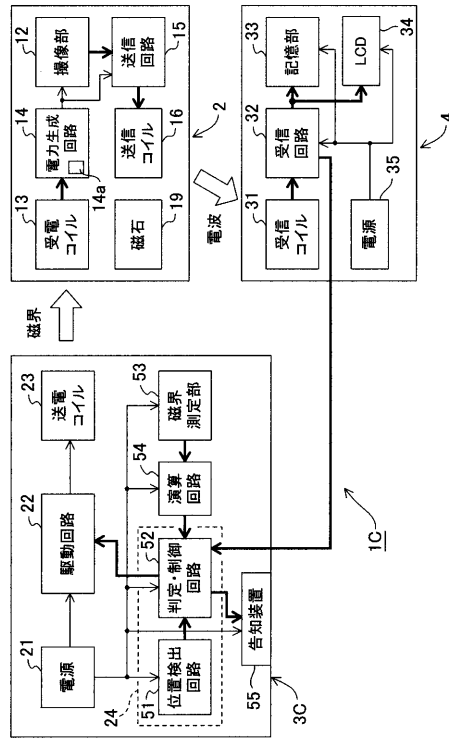
【図5】



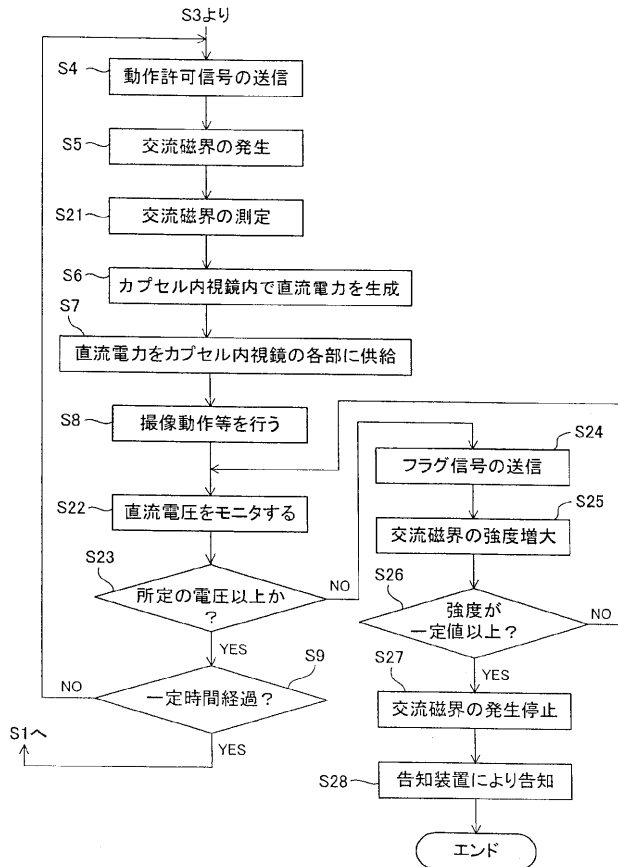
【図6】



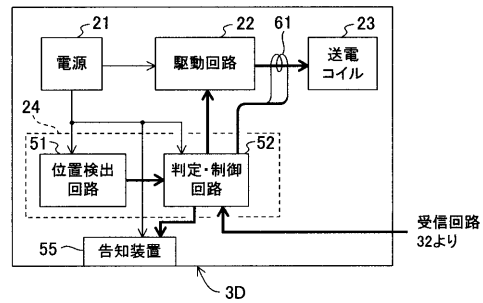
【図7】



【図8】



【図9】



专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010110533A</a>	公开(公告)日	2010-05-20
申请号	JP2008287086	申请日	2008-11-07
[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	祝迫洋志 堺洋平 宫原秀治		
发明人	祝迫 洋志 堺 洋平 宫原 秀治		
IPC分类号	A61B1/00 H02J17/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B H02J17/00.B A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J50/10 H02J50/20 H02J50/90		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/NN10 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/GG28 4C161/NN10		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种无线供电系统，该无线供电系统仅在其处于预定范围内时无线供电，在该预定范围内，可以以等于或小于等级的预定功率向体内观察装置供应电力。通过电力传输线圈23向设置在体外并通过电力传输线圈23引入体内的胶囊型内窥镜2无线供电的电源装置具有检测胶囊型内窥镜2的位置的位置检测部24。位置检测单元24检测用于操作胶囊型内窥镜2的电力是否存在于能够在额定范围内提供预定电力的预定范围内，仅在存在时供电。点域1

