

(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2007-330404

(P2007-330404A)

(43) 公開日 平成19年12月27日(2007.12.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	
H 0 2 J 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 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-163974 (P2006-163974)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年6月13日 (2006.6.13)		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	吉田 直樹
			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)	4C038 CC07 CC08 CC09
			4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF41
			HH60 JJ06 JJ11 JJ20 LL02

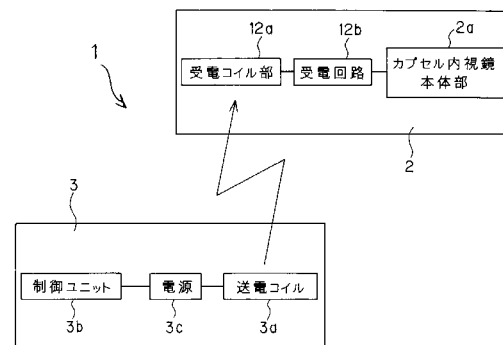
(54) 【発明の名称】 無線給電システム及びこれを適用したカプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】無線給電装置から無線送電される電気エネルギーを効率的に受電し得る構成を実現して受電効率の向上に寄与する無線給電システム及びこれを適用したカプセル内視鏡システムを提供する。

【解決手段】無線により電気エネルギーを送電する送電コイル3aと、送電コイルに接続される電源3cと、電源を制御する制御ユニット3bと、送電コイルから送電される電気エネルギーを受電する受電コイル部12aと、受電コイルにより受電された電気エネルギーを負荷部材へ供給する受電回路12bと、送電コイルによる送電作用によって発生する磁束を受電コイルに向けて集磁させる磁性体31とを具備する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

無線により電気エネルギーを送電する送電コイルと、
上記送電コイルに接続される電源と、
上記電源を制御する制御ユニットと、
上記送電コイルから送電される電気エネルギーを受電する受電コイルと、
上記受電コイルにより受電された電気エネルギーを負荷部材へ供給する受電回路と、
上記送電コイルによる送電作用によって発生する磁束を上記受電コイルに向けて集磁させる磁性体と、
を具備することを特徴とする無線給電システム。

10

【請求項 2】

上記磁性体の直径は、上記受電コイルの直径よりも大径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】

上記磁性体の向きは可変であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の無線給電システム。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の無線給電システムが適用されていることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】**【0001】**

この発明は、無線給電システム及びこれを適用したカプセル内視鏡システム、詳しくは無線方式により電力を供給する無線給電システムにおいて、受電側の受電効率の向上に寄与する無線給電システムと、この無線給電システムを適用するカプセル内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、体腔内等の検査等を行なうための医療用システムとして、例えばカプセル形状の筐体の内部に撮像光学系及び撮像手段からなる観察手段や照明手段や通信手段や電源や受電手段等を収納した小型の内視鏡であるいわゆるカプセル内視鏡と、このカプセル内視鏡との間で無線通信を行なう通信装置及び受信した信号を記録する記録手段や同カプセル内視鏡に対して体外から交流磁界を用いて無線等により電気エネルギーを供給する無線給電システムを適用した無線給電装置等によって構成されるカプセル内視鏡システムについての種々の提案が、例えば特開 2001 - 224551 号公報等によってなされている。

30

【0003】

上記特開 2001 - 224551 号公報によって開示されているカプセル内視鏡システムは、生体内を照明する照明手段、この照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段、この撮像手段により取得された画像信号を体外に向けて無線送信する送信アンテナ、体外から送電される電気エネルギーを受電する受電コイル等を備えたカプセル内視鏡と、このカプセル内視鏡に対して無線給電方式により電気エネルギーを供給する送電コイル等を有する無線給電装置等によって構成されている。

40

【0004】

このような構成により無線給電装置の送電コイルから送電される電気エネルギーは、カプセル内視鏡の受電コイルによって受電されることで、体外に配される無線給電装置から体腔内で使用中のカプセル内視鏡へと給電されるようになっている。

【0005】

この場合において、無線給電装置からカプセル内視鏡に向けて送電する際には、カプセル内視鏡の内部に配設される受電コイルの巻き軸の向きと無線給電装置の送電コイルから発生する磁束の向きとが一致した状態にあるときに良好な受電効率を得ることができると

50

いう性質を有している。

【特許文献1】特開2001-224551号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところが、従来より種々提案されているカプセル内視鏡は、例えば被検体（患者ともいう）が嚥下する等により、その体腔内に挿入されて使用されるものである。そして、被検体の体腔内に挿入された後のカプセル内視鏡は、消化器官の蠕動運動等により体腔内を移動するようになっている。したがって、体腔内に挿入されて使用状態にあるカプセル内視鏡は、被検体の体腔内において、その姿勢が常に一定にあるとは限らず様々な方向を向くことになる。このために、カプセル内視鏡の内部に配設される受電コイルの巻き軸の向きと無線給電装置の送電コイルから発生する磁束の向きとは常に一致した状態にあるとは限らない。

10

【0007】

したがって、カプセル内視鏡の受電コイルの巻き軸の向きと無線給電装置の送電コイルから発生する磁束の向きとが一致しない場合には、受電コイルの巻き軸方向に対して鎖交する磁束数が減少することになり、よって、受電効率が低下してしまうという問題点がある。また、このことから、姿勢が不安定な状態で移動するカプセル内視鏡に対して常に十分な電力を供給し続けるためには、大きな送電電力が必要になる。

【0008】

20

一方、カプセル内視鏡の受電コイルの受電効率を向上させるために、受電コイルの直径を大きくすることも考えられる。しかしながら、受電コイルの直径を大きくすると、カプセル内視鏡自体が大型化してしまうという問題点が生じてしまう。

【0009】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、無線給電装置から無線送電される電気エネルギーを効率的に受電し得る構成を実現することで、受電効率の向上に寄与する無線給電システム及びこれを適用したカプセル内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

30

上記目的を達成するために、本発明による無線給電システムは、無線により電気エネルギーを送電する送電コイルと、上記送電コイルに接続される電源と、上記電源を制御する制御ユニットと、上記送電コイルから送電される電気エネルギーを受電する受電コイルと、上記受電コイルにより受電された電気エネルギーを負荷部材へ供給する受電回路と、上記送電コイルによる送電作用によって発生する磁束を上記受電コイルに向けて集磁させる磁性体とを具備することを特徴とする。

【0011】

また、本発明によるカプセル内視鏡システムは、上記無線給電システムを適用したことを特徴とする。

【発明の効果】

40

【0012】

本発明によれば、無線給電装置から無線送電される電気エネルギーを効率的に受電し得る構成を実現し、よって、受電効率の向上に寄与する無線給電システム及びこれを適用したカプセル内視鏡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】

【0013】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

【0014】

図1は、本発明の第1の実施形態の無線給電システムを適用したカプセル内視鏡システムの基本構成を示すブロック構成図である。図2は、図1のカプセル内視鏡システムにお

50

けるカプセル内視鏡の内部構成を概略的に示す断面構成図である。図 3 は、図 1 のカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の受電コイル部の近傍のみを取り出して概念的に示す要部拡大概念図である。

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、本実施形態の無線給電システムを適用したカプセル内視鏡システム 1 は、カプセル内視鏡 2 と体外ユニット 3 とによって構成されている。

【 0 0 1 6 】

体外ユニット 3 は、電源 3 c と、この電源 3 c を制御する制御ユニット 3 b と、無線によって電気エネルギーを送電するための送電コイル 3 a とによって主に構成されている。

【 0 0 1 7 】

送電コイル 3 a は、電源 3 c によって交流磁界を発生するものである。制御ユニット 3 b は、電源 3 c の出力を制御することによって送電コイル 3 a から発生する交流磁界、即ち送電電力を調節するようになっている。

【 0 0 1 8 】

カプセル内視鏡 2 は、上記体外ユニット 3 の送電コイル 3 a から送電される電気エネルギーを受電するための受電コイル部 1 2 a と、例えば照明部、撮像部、信号処理部等を具備するカプセル内視鏡本体部 2 a と、受電コイル部 1 2 a により受電された電気エネルギーを受けてカプセル内視鏡本体部 2 a に対して電力として供給する受電回路 1 2 b 等によって主に構成されている。

【 0 0 1 9 】

カプセル内視鏡 2 は、図 2 に示すように密閉カプセル部 1 0 及び透明カバー部 1 1 からなるカプセル型の筐体部材と、その内部に設けられる各種の構成部材等によって構成されている。

【 0 0 2 0 】

この筐体部材の内部に配設される構成部材としては、例えば被検体（生体）内を照射する照明手段であり照明用発光ダイオード（LED）等からなる照明部 2 3 と、この照明部 2 3 の照明光により照射された部位からの反射光を受けて光学像を形成し後述の撮像素子 2 1 の受光面上に被写体像を結像させる撮像光学系 2 0 と、この撮像光学系 2 0 により形成された光学的な被写体像を受けて電氣的な信号に変換する光電変換処理を行なう光電変換素子でありイメージセンサー等の撮像素子 2 1 と、この撮像素子 2 1 の駆動制御を行なう撮像素子駆動制御部 2 2 と、撮像素子 2 1 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信号処理手段である信号処理部 2 4 と、この信号処理部 2 4 にて処理された信号を変調し増幅するための変調送信アンプ部 2 5 と、この変調送信アンプ部 2 5 からの出力信号（画像信号）を受けてこれを体部に向けて送信する送信アンテナ部 2 7 と、当該カプセル内視鏡 2 の電源部として機能する非常用バッテリー 2 8 と、体外に設置される無線給電装置である体外ユニット 3（図 1 参照）から無線給電方式により送電される電気エネルギー（電力）を受電するための受電コイル部 1 2 a と、この受電コイル部 1 2 a に接続される受電回路 1 2 b（図 2 では特に図示せず。図 1 参照）と、撮像素子駆動制御部 2 2，照明部 2 3，信号処理部 2 4，変調送信アンプ部 2 5 等の間を電氣的に接続し、例えば硬質基板又はフレキシブルプリント基板等からなる電気基板 2 6 と、磁性体 3 1 等がある。

【 0 0 2 1 】

上記撮像素子 2 1 は、照明部 2 3 により照射された部位を撮像する機能を有し、この撮像素子 2 1 を含む撮像光学系 2 0，撮像素子駆動制御部 2 2 等によって撮像手段が構成されている。つまり、この撮像手段は、体腔内の様子を画像表示装置（図示せず）の観察画面上に観察画像として表わすための電氣的な画像信号を取得する機能を有するものである。

【 0 0 2 2 】

また、変調送信アンプ部 2 5，送信アンテナ部 2 7 等は、上記撮像手段により取得された画像信号を体外に設置される体外ユニット 3 の受信手段（特に図示せず）へと送信する

10

20

30

40

50

送信手段を構成している。この送信手段は、信号処理手段（信号処理部 24）によって信号処理された画像信号を受けて所定の信号処理を施した後、その処理済みの画像信号を外部に向けて送信する機能を有している。

【0023】

受電回路 12b は、上述したように受電コイル部 12a により受電した電気エネルギーを受けてカプセル内視鏡本体部 2a への電力として供給すると共に、非常用バッテリー 28 に対して供給することで、同非常用バッテリー 28 の充電を行なう充電手段としての役目もしている。これにより、本カプセル内視鏡 2 は、受電した電気エネルギーを電力として非常用バッテリー 28 に蓄電することができるようにもなっている。なお、非常用バッテリー 28 としては、例えば電気二重層コンデンサー等や、ニッケル水素電池等の充電可能な電池等が適用される。

10

【0024】

筐体部材のうち密閉カプセル部 10 の内側部分には、受電コイル部 12a が配設されている。この受電コイル部 12a は、体外ユニット 3 の送電コイル 3a から送電される電気エネルギーを受電するために設けられているものである。この受電コイル部 12a は、略円筒形状からなるコア 12c と当該コア 12c の周囲に巻回されるコイル 12d とによって構成されている。

【0025】

この受電コイル部 12a の内側に形成される部分に、上述の各種構成部材が適宜配設されている。

20

【0026】

また、受電コイル部 12a の近傍には、例えば円環形状の磁性体 31 が配設されている。この磁性体 31 は、例えばフェライト、アモルファス、パーマロイ等の高透磁率を有する材料によって形成される。なお、磁性体 31 の形状は、円環形状に限られることはなく、環状形態を有していれば、断面形状が四角形状や八角形状等の多角形状であってもよい。

【0027】

磁性体 31 と受電コイル部 12a とは、中空部分が連設するように配置されている。そして、その中空部分に、上記構成部材が配設されている。

【0028】

なお、図 2 に示すように、本実施形態において、磁性体 31 は、密閉カプセル部 10 の先端部近傍において、外側部分に配設した形態で図示しているが、このような配置形態に限ることはなく、磁性体 31 が密閉カプセル部 10 の内側空間に配設されるように構成してもよい。

30

【0029】

以上のように構成される本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 において、上記カプセル内視鏡 2 の撮像手段の撮像動作により取得された画像信号は、信号処理部 24 によってデータ化された後、送信手段（変調送信アンテナ部 25 及び送信アンテナ部 27）を介して体外ユニット 3 へと送信される。これを受けて、体外ユニット 3 は画像データ信号を受信する。

40

【0030】

体外ユニット 3 が受信した画像データ信号は、当該体外ユニット 3 の内部回路において所定の信号処理が施された後、画像表示装置（図示せず）へと伝送され、同画像表示装置において、表示するのに最適な形態の画像信号とするための所定の信号処理が施された後、画像表示装置の表示部に画像として表示される。

【0031】

一方、体外ユニット 3 は、制御ユニット 3b による電源 3c の制御に基いて送電コイル 3a から無線給電方式によって電気エネルギーを送電する。カプセル内視鏡 2 の受電コイル部 12a は、送電コイル 3a からの電気エネルギーを受電して受電回路 12b へと伝送する。

50

【 0 0 3 2 】

この場合において、送電コイル 3 a から発生した磁束 3 0 (図 3 参照) は、磁性体 3 1 により集磁されて受電コイル部 1 2 a と鎖交することになる。ここで、本実施形態においては、磁性体 3 1 を受電コイル部 1 2 a の近傍に配設して構成したことにより、この磁性体 3 1 が配設されていない場合 (受電コイル部 1 2 a のみである場合) に当該受電コイル部 1 2 a に鎖交する磁束 3 0 に加えて、その周辺の磁束をも受電コイル部 1 2 a 内に取り込み得るようになっている。

【 0 0 3 3 】

そして、受電コイル部 1 2 a により受電した電気エネルギーは、受電回路 1 2 b を介して本カプセル内視鏡 2 内の電気回路へと給電する。また、受電した電気エネルギー (電力) を非常用バッテリー 2 8 へと供給されて、同非常用バッテリー 2 8 を充電する。これにより、この非常用バッテリー 2 8 に充電された電気エネルギーは、例えば送電コイル 3 a (図 1 参照) からの送電が途絶えた場合等の非常時や、若しくは所定の時にカプセル内視鏡 2 に対して供給され、同カプセル内視鏡 2 を動作させる。

10

【 0 0 3 4 】

以上説明したように上記第 1 の実施形態によれば、カプセル内視鏡 2 の受電コイル部 1 2 a の近傍に磁性体 3 1 を設けることにより、より多くの磁束 3 0 を受電コイル部 1 2 a に集磁することが可能となる。これにより、受電コイル部 1 2 a による受電効率を向上させ、かつ安定した電力を供給することができる。

【 0 0 3 5 】

このように、上述の無線給電システムは、受電効率を向上させることができるという効果を有することから、磁性体が配設されない構成とした場合に比べて、受電コイルの直径を小さく構成することが可能となる。よって、このことから、この無線給電システムを適用したカプセル内視鏡システム 1 においては、受電コイル部 1 2 a を有するカプセル内視鏡 2 の外形サイズを小型化することができる。これと同時に、カプセル内視鏡 2 の安定駆動を実現することができる。

20

【 0 0 3 6 】

なお、磁性体 3 1 の直径を受電コイル部 1 2 a の直径よりも大径に構成することにより、より多くの周辺磁束を集めることができる。したがって、磁性体 3 1 の直径は、受電コイル部 1 2 a の直径よりも大径となるように設定されるのが望ましい。

30

【 0 0 3 7 】

上記第 1 の実施形態においては、図 3 に示すようにカプセル内視鏡 2 の受電コイル部 1 2 a の近傍に磁性体 3 1 を一つ配設した例を示している。しかしながら、この例に限ることはなく、例えば磁性体 3 1 を複数配設するようにしてもよい。

【 0 0 3 8 】

例えば、図 4 に示す第 1 の変形例は、二つの磁性体 3 1 を受電コイル部 1 2 a の一方の端部近傍に並べて配設した例である。

【 0 0 3 9 】

また、図 5 に示す第 2 の変形例は、二つの磁性体 3 1 を受電コイル部 1 2 a を挟んで両端部の近傍にそれぞれ配設した例である。

40

【 0 0 4 0 】

上記図 4 , 図 5 に示す第 1 , 第 2 の変形例のいずれの形態とした場合にも、磁性体 3 1 を配設せずに受電コイル部 1 2 a が単体で構成された場合に比べて、より多くの磁束 3 0 を集磁することができる。したがって、受電コイル部 1 2 a と鎖交する磁束密度は高くなり、受電効率の向上に寄与することができる。

【 0 0 4 1 】

また、図 4 , 図 5 の第 1 , 第 2 の各変形例では、上述の第 1 の実施形態に対して磁性体 3 1 の数を複数個 (二個) としたことから、上記第 1 の実施形態の場合に比べて、より多くの磁束 3 0 を集磁することができる。

【 0 0 4 2 】

50

さらに、図 5 の第 2 の変形例では、受電コイル部 1 2 a の両端部近傍に磁性体 3 1 を配設したことから、受電コイル部 1 2 a の両端において集磁することができるので、さらなる受電効率の向上が期待できる。

【 0 0 4 3 】

次に、本発明の第 2 の実施形態の無線給電システムについて、以下に説明する。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、本発明の第 2 の実施形態の無線給電システムを適用したカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の受電コイル部の近傍のみを取り出して概念的に示す要部拡大概念図である。

【 0 0 4 5 】

本実施形態の基本的な構成は、上述の第 1 の実施形態と略同様であって、図 6 に示すように磁性体 3 1 の配設向きが若干異ならせて配置している点のみが異なる。したがって、上述の第 1 の実施形態と同様の構成については、その図面又は詳細な説明を省略し、本実施形態に直接関連する部位のみを、図 6 を用いて以下に説明する。

【 0 0 4 6 】

本実施形態の無線給電システムを適用したカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡においては、図 6 に示すように、受電コイル部 1 2 a の近傍に配置される磁性体 3 1 は、カプセル内視鏡 2 の筐体部材の内部において、その向き及び位置が可変となるように構成されている。

【 0 0 4 7 】

そのために、本実施形態におけるカプセル内視鏡 2 は、受電コイル部 1 2 a の向きや位置や受電電力量を検出する情報検出ユニットと、磁性体 3 1 の向きや位置を変化させるための磁性体制御ユニットを有して構成されている。これら情報検出ユニット及び磁性体制御ユニットは、カプセル内視鏡 2 の内部において、例えば受電回路 1 2 b もしくはカプセル内視鏡本体部 2 a 内に含めて構成されている。その他の構成は、上述の第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 4 8 】

このように構成される本実施形態の無線給電システムの作用を以下に説明する。なお、基本的な作用は、上述の第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 4 9 】

まず、体外ユニット 3 からの送電作用が開始され、カプセル内視鏡 2 が動作し得る状態になったとき、当該カプセル内視鏡 2 に設けられる情報検出ユニットは、受電コイル部 1 2 a の状態、即ち向き、位置、受電電力量の検出動作を実行する。

【 0 0 5 0 】

磁性体制御ユニットは、上述の情報検出ユニットの検出結果に基づいて受電電力量が最大となるように磁性体 3 1 の向きや位置を変化させる制御をおこなう。

【 0 0 5 1 】

例えば、体内で使用中のカプセル内視鏡 2 は、体腔内を移動するのに伴って姿勢変化が常に生じている。

【 0 0 5 2 】

無線給電システムにおいては、送電コイルの巻き軸と受電コイルの巻き軸とが略一致した状態となったときに、受電コイルの受電電力量が最大となる。

【 0 0 5 3 】

したがって、体内で姿勢変化をしつつあるカプセル内視鏡 2 の受電コイル部 1 2 a の送電コイル 3 a に対する向きや位置や受電電力量を情報検出ユニットにより検出し、その検出結果に基づいて磁性体 3 1 の向きや位置を変化させる制御を行なうことにより、送電コイル 3 a からの磁束が受電コイル部 1 2 a に確実に集磁されるようになっている。

【 0 0 5 4 】

つまり、受電コイル部 1 2 a の巻き軸が送電コイルの巻き軸に対して一致しない状態となったときには、磁性体 3 1 の向きや位置を変化させることによって、より多くの磁束を

10

20

30

40

50

集磁させ、受電コイル部 1 2 a との鎖交磁束を増加させる得るようになっている。

【 0 0 5 5 】

このように、磁性体 3 1 の向きや位置を適宜変化させることによって、磁性体 3 1 を固定した形態の上述の第 1 の実施形態による場合に集磁できなかった方向の磁束をも効率的に集磁することができるようになる。つまり、カプセル内視鏡 2 の姿勢状況に応じて磁性体 3 1 の向きや位置を変化させる制御を行なうことにより、受電電力量が最大となるように磁性体 3 1 の状態を変化させ、より多くの磁束を集磁し得る構成を実現できる。

【 0 0 5 6 】

以上説明したように、本実施形態によれば、上述の第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができると共に、上述の第 1 の実施形態及びその各変形例の構成に比べて受電効率のさらなる向上を期待することができる。

【 0 0 5 7 】

即ち、体内で使用中のカプセル内視鏡 2 の向きや位置が変化した場合でも、その姿勢変化に応じて磁性体 3 1 の向きや位置を変化させることによって受電効率を向上させることができる。

【 0 0 5 8 】

したがって、これにより、無線給電システムにおける無線給電の安定化を得ることができ、これをカプセル内視鏡システムに適用した場合には、カプセル内視鏡 2 のより安定した駆動を実現することができる。

【 0 0 5 9 】

なお、上述の各実施形態においては、本発明の無線給電システムをカプセル内視鏡システムに適用した場合の例を示しているが、この例に限ることはなく、本発明の無線給電システムは、無線給電方式によって電力を送受電する装置に対して広く適用し得ることは言うまでもない。

【 0 0 6 0 】

また、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 1 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態の無線給電システムを適用したカプセル内視鏡システムの基本構成を示すブロック構成図。

【図 2】図 1 のカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の内部構成を概略的に示す断面構成図。

【図 3】図 1 のカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の受電コイル部の近傍のみを取り出して概念的に示す要部拡大概念図。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態の第 1 の変形例を示し、カプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の受電コイル部の近傍のみを取り出して概念的に示す要部拡大概念図。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態の第 2 の変形例を示し、カプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の受電コイル部の近傍のみを取り出して概念的に示す要部拡大概念図。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態の無線給電システムを適用したカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の受電コイル部の近傍のみを取り出して概念的に示す要部拡大概念図。

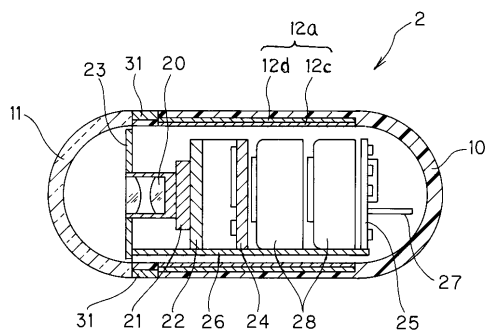
【符号の説明】

【 0 0 6 2 】

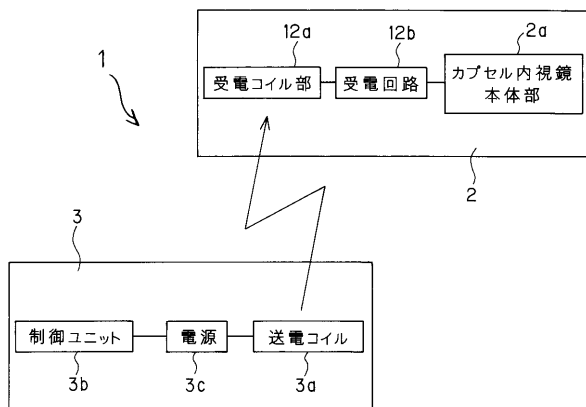
- 1 ... カプセル内視鏡システム
- 2 ... カプセル内視鏡
- 2 a ... カプセル内視鏡本体部
- 3 ... 体外ユニット
- 3 a ... 送電コイル
- 3 b ... 制御ユニット

- 3 c 電源
- 1 0 密閉カプセル部
- 1 1 透明カバー部
- 1 2 a 受電コイル部
- 1 2 b 受電回路
- 1 2 c コア
- 1 2 d コイル
- 2 0 撮像光学系
- 2 1 撮像素子
- 2 2 撮像素子駆動制御部
- 2 3 照明部
- 2 4 信号処理部
- 2 5 変調送信アンプ部
- 2 6 電気基板
- 2 7 送信アンテナ部
- 2 8 非常用バッテリー
- 3 0 磁束
- 3 1 磁性体

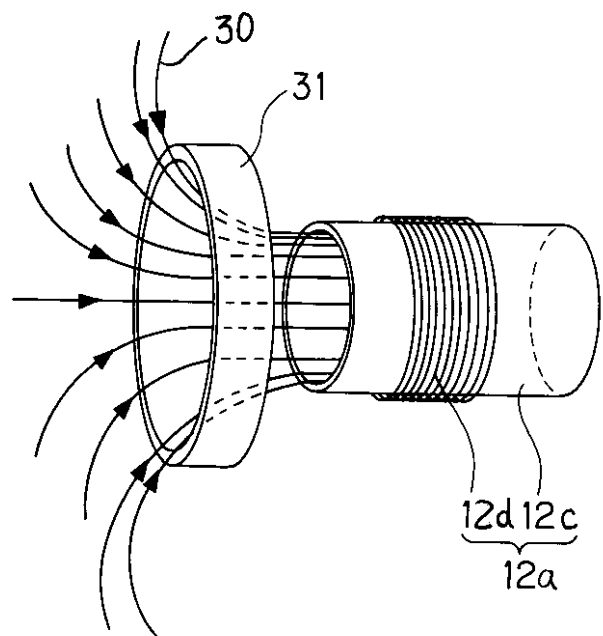
【図 1】



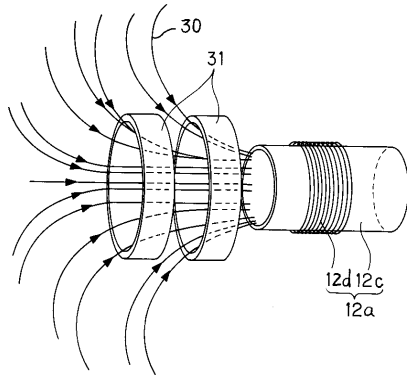
【図 2】



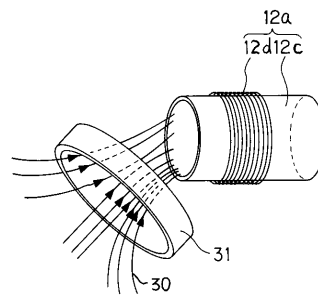
【図 3】



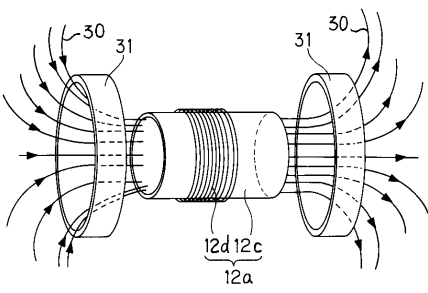
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 5 】



专利名称(译)	无线供电系统和使用该系统的胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007330404A	公开(公告)日	2007-12-27
申请号	JP2006163974	申请日	2006-06-13
[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	吉田直樹		
发明人	吉田 直樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 H02J17/00		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00158 A61B1/041 A61B2560/0219 H02J5/005 H02J7/025 H02J50/10		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/07 H02J17/00.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.683 H02J50/10		
F-TERM分类号	4C038/CC07 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF41 4C061/HH60 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF41 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ20 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4890953B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有改进的电力接收效率的无线电力供应系统，其具有允许系统有效地接收从无线电源无线供应的电能的配置，并且还提供配备有该电力接收效率的胶囊内窥镜。 。解决方案：无线供电系统包括用于无线传输电能的电力传输线圈3a，连接到电力传输线圈的电源3c，用于控制电源的控制单元3b，用于接收电力的电力接收线圈部分12a。从电力传输线圈传输的电能，用于将由电力接收线圈接收的电能供应到负载构件的电力接收电路12b，以及用于收集由电力传输的电力传输功能产生的磁通量的磁性物质31线圈朝向电力接收线圈的方向。 Z

