

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5331307号  
(P5331307)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl.		F I	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B 1/00 3 2 0 B</b>
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/07</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B 5/07</b>
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B 1/04 3 6 2 J</b>

請求項の数 2 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-14171 (P2007-14171)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成19年1月24日(2007.1.24)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2008-178545 (P2008-178545A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成20年8月7日(2008.8.7)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成21年11月26日(2009.11.26)		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
		審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡、及びカプセル内視鏡システム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

無線で電力を受電するために、長さが直径に対して10倍以上の略棒状のコア部材の外周に受電コイルが巻回された複数の受電アンテナを内蔵するカプセル内視鏡において、

上記複数の受電アンテナは、上記コア部材の長軸が平行に、且つ正多角形の頂点に夫々配置されていることを特徴とするカプセル内視鏡。

## 【請求項 2】

無線で電源からの電力を送電する送電アンテナを備えた送電システムと、

送電された該電力を受電するために、長さが直径に対して10倍以上の略棒状のコア部材の外周に受電コイルが巻回された複数の受電アンテナが内蔵されたカプセル内視鏡と、  
を具備し、

上記複数の受電アンテナは、上記コア部材の長軸が平行に、且つ正多角形の頂点に夫々配置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】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、外部からの磁界を受けて電力に変換する受電アンテナを具備したカプセル内視鏡、及びカプセル内視鏡システムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、体腔内等の検査等を行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からなる観察手段、及び撮像手段からなる照明手段、通信手段、電源、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が開発されている。このカプセル内視鏡は、無線通信を行う通信装置、受信した信号を記録する記録手段、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と共にカプセル内視鏡システムを構成する。このようなカプセル内視鏡システムは、例えば特許文献1によって開示されている。

【0003】

このような従来のカプセル内視鏡システムは、内蔵される受電アンテナがカプセル内視鏡の内壁を取り巻く形態でコイル状に形成されている。

10

【0004】

このような構成により無線給電システムの送電アンテナ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アンテナによって受電されることで、体外に配される無線給電システム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。

【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】

【0005】

ところが、従来のカプセル内視鏡は、例えば被検者が嚥下等により、その体腔内に導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。

20

【0006】

したがって、体腔内に押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システムの送電アンテナ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。

【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システムの送電アンテナ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、受電効率が低下してしまうという問題点がある。

30

【0008】

例えば、送電アンテナから発生する磁束の向きと受電コイルの巻き軸の向きとのなす角が $45^\circ$ となると送電アンテナから発生する磁束の向きと受電コイルの巻き軸の向きとが一致している場合と比較して受電電力は、およそ $1/2$ となってしまう。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、巻き軸の向きと磁束の向きが一致しない場合にも十分な受電が可能になる様に、大きな送電電力が必要になる。

【0009】

そこで、本発明は、上述の事情に鑑みてなされたものであって、カプセル内視鏡、及びカプセル内視鏡システムの受電アンテナを大きくすることなく、受電効率を向上させ、カプセル内視鏡、及びカプセル内視鏡システムの省エネルギー化を目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成すべく、本発明の一態様のカプセル内視鏡は、無線で電力を受電するために、長さが直径に対して10倍以上の略棒状のコア部材の外周に受電コイルが巻回された複数の受電アンテナを内蔵するカプセル内視鏡において、上記複数の受電アンテナは、上記コア部材の長軸が平行に、且つ正多角形の頂点に夫々配置されている。

【0012】

さらに、本発明の一態様のカプセル内視鏡システムは、無線で電源からの電力を送電す

50

る送電アンテナを備えた送電システムと、送電された該電力を受電するために、長さが直径に対して10倍以上の略棒状のコア部材の外周に受電コイルが巻回された複数の受電アンテナが内蔵されたカプセル内視鏡と、を具備し、上記複数の受電アンテナは、上記コア部材の長軸が平行に、且つ正多角形の頂点に夫々配置されている。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、無線給電システム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、受電効率の向上に寄与するカプセル内視鏡、及び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】

10

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、以下に示す実施の形態において無線給電システムは、カプセル内視鏡を例に挙げて説明する。

【0015】

(第1の実施の形態)

先ず、本発明の第1の実施の形態について説明する。図1～図9は、第1の実施の形態に係り、図1はカプセル内視鏡システムの構成を示すと共に、カプセル内視鏡が被検体の体腔内に導入された状態を示す図、図2は受電アンテナを備えたカプセル内視鏡の断面図、図3は図2のIII-III線に沿ったカプセル内視鏡を円筒方向の正面から見た断面図、図4はカプセル内視鏡と送電システムを示すブロック図、図5は受電アンテナのコア内部を通過する磁束を説明するための図、図6は受電アンテナの構成を示す図、図7はコアのアスペクト比を変化させたときのある一定の磁界中でのアスペクト比と受電電力の関係を示した表、図8は図7の結果を転記したアスペクト比と受電電力の関係を示したグラフ、図9は変形例の受電アンテナの構成を示す図である。

20

【0016】

図1に示すように、本実施の形態のカプセル内視鏡システム1は、無線給電システムを構成している、送電システム2とカプセル内視鏡3によって構成されている。

【0017】

送電システム2は、体外に設けられ、送電装置本体4と、無線によって電気エネルギーを送電するための送電アンテナ5とによって構成されている。この送電装置本体4は、夫々が電氣的に接続された、電源6と、制御回路7と、駆動回路8とが内蔵されている。尚、本実施の形態において、制御回路7、及び駆動回路8は、制御ユニット9を構成している。

30

【0018】

この制御ユニット9は、電源6の出力を制御することによって、送電アンテナ5の出力を制御し、送電アンテナ5から発生する交流磁界、すなわち送電電力を調節するようになっている。

【0019】

送電アンテナ5は、ヘルムホルツ型コイルである2つの円環状のアンテナ部5a, 5bにより構成され、夫々のアンテナ部5a, 5bが送電装置本体4の駆動回路8と電氣的に接続されている。これらアンテナ部5a, 5bは、被検者100の胴体部に所定の距離で離間するように装着される。

40

【0020】

このように構成された送電システム2は、電源6および制御回路7によって生成された交流電流を送電アンテナ5に印加する。交流電流が印加された送電アンテナ5は、印加された交流電流の大きさに応じた交流磁界を発生し、被検者の体内等に、ここではアンテナ部5bからアンテナ部5aへの磁束Mを発生させる。尚、送電アンテナ5は、ヘルムホルツ型コイルに限らず、ソレノイド型コイル、若しくは他のコイルであっても勿論構わない。

【0021】

50

図 1 に示すカプセル内視鏡 3 は、被検者によって嚥下される等により体腔内に導入されるものであり、外観形状がカプセル型の錠剤形状を有している。

【 0 0 2 2 】

このカプセル内視鏡 3 は、図 2 に示すように、両端がドーム状の略カプセル型の外部筐体 1 0 と、この外部筐体 1 0 の一端に配設された透明カバー 1 1 とによって、密閉されている。この外部筐体 1 0 の内部には、受電アンテナ 1 2 と、受電回路 1 3 と、カプセル内視鏡機能部 1 4 と、が内蔵されている。

【 0 0 2 3 】

受電アンテナ 1 2 は、強磁性体で円柱形状からなる細長いコア 1 2 a と、このコア 1 2 a の外周に沿って巻回された受電コイル 1 2 b と、から構成されている。受電コイル 1 2 b は、コア 1 2 a 全体に均一に巻かれている。なお、コア 1 2 a の形状は、略棒状の円柱形状に限られることはなく、柱状形態をしていれば、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。また、円筒形状のような環状形状でもよい。

【 0 0 2 4 】

コア 1 2 a を構成する材料は、金属合金系材料、フェライト系材料、及びアモルファス系磁性材料等の高透磁率磁性材料である。このコア 1 2 a は、図 3 から判るように、外部筐体 1 0 の内周近傍に配置され、長尺な棒形状をしている。

【 0 0 2 5 】

受電回路 1 3 は、受電アンテナ 1 2 が受電した電力への変換に、カプセル内視鏡内に交流電流を整流するダイオードブリッジなどの整流回路、エネルギー蓄積要素、リップル減衰要素として機能するキャパシタ等の平滑回路等が設けられている。これらは、一般に用いられる回路であるため、ここでは説明および図示ともに省略する。

【 0 0 2 6 】

また、外部から印加される交流磁界の周波数と共振するよう、受電アンテナ 1 2 には共振用キャパシタが接続されているが、これについても図示を省略する。

【 0 0 2 7 】

カプセル内視鏡機能部 1 4 は、照明手段である照明用発光ダイオード ( L E D ) 1 5 、及び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、後述の撮像素子の受光面上に被写体像を結像させる撮像光学系であるレンズ群 1 6 a を備えたレンズ枠 1 6 と、光学的な被写体像を受けて電気的な信号に変換する光電変換処理を行う光電変換素子である C M O S 、 C C D などのイメージセンサ等からなる撮像素子 1 5 と、この撮像素子 1 5 の駆動制御を行う撮像素子駆動部 1 7 と、信号処理部 1 8 と、受電アンテナ 1 2 に接続される受電回路部 1 9 と、非常用バッテリー 2 0 と、撮影した画像を外部へ送信する送信アンテナ 2 1 を備えた撮像素子 1 5 から出力される電気信号 ( 画像信号 ) を受けて所定の信号を変調し増幅するための変調送信アンプ部 2 2 と、を有し、これらが硬質基板、或いは F P C の電気基板 2 5 上に所定に配置されて構成される。

【 0 0 2 8 】

上記撮像素子 1 5 は、 L E D 1 5 により照射された部位を撮像する機能を有している。この撮像素子 1 5 、及びレンズ群 1 6 a を含む撮像光学系、撮像素子駆動部 1 7 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の観察画面上に観察画像として表示するための電気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 9 】

また、変調送信アンプ部 2 2 、送信アンテナ 2 1 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送電システム 2 の受信手段へと送信する送信手段を構成している。この送信手段は、信号処理部 1 8 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。

【 0 0 3 0 】

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

10

20

30

40

50

ル内視鏡 3 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 18 によってデータ化された後、送信手段（変調送信アンブ部 22 及び送信アンテナ 21）を介して送電システム 2 へと送信される。これを受けて、送電システム 2 は画像データ信号を受信する。

【0031】

送電システム 2 が受信した画像データ信号は、内部の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（不図示）へと伝送され、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。

【0032】

一方、送電システム 2 は、図 4 に示すように、制御ユニット 9 による電源 6 の制御に基づいて送電アンテナ 5 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 3 の受電アンテナ 12 は、送電アンテナ 5 からの電気エネルギーを受電して受電回路 13 へと伝送する。

【0033】

ここで、受電アンテナ 12 が電気エネルギーを受電する際に発生する反磁界について、図 5 を用いて説明する。

反磁界とは、磁性体内部に生じる磁界のことで、例えば図 5 に示すように、送電アンテナ 5 から発生したコア 12a によって集められた磁束 M は、コア 12a の内部を通過する。磁束 M が通過したコア 12a は、長手方向に磁気分極をし、内部に磁束 Ma が通過する方向とは反対方向の磁界、すなわち反磁界を生じ、その反磁界により、磁束 Mb が磁束 Ma とは反対方向に生じる。そのため、受電コイル 12b と鎖交する有効磁束 Ma は、反磁界による磁束 Mb の影響で、コア 12a によって集められた磁束 M よりも減少することになる。

【0034】

この反磁界は、磁気分極が大きいほど、また磁極間距離が短いほど大きくなる。すなわち、反磁界は、コア 12a の直径が大きいほど、またコア 12a の長さが短いほど大きくなり、アスペクト比（コア 12a の長さ / コア 12a の直径）に依存している。

【0035】

次に、受電アンテナ 12 のコア 12a の長さと直径の値に依存するアスペクト比の変化と受電電力の変動の関係について説明する。

図 6 に示すように、受電アンテナ 12 のコア 12a の直径 d を一定に保ち、コア 12a の長軸方向の長さ L を変化せることで得られるアスペクト比（ $L/d$ ）の変化による受電電力の変動を、図 7 の表に示し、その結果を図 8 のグラフに転記する。

【0036】

なお、図 7、及び図 8 では、コア 12a のアスペクト比を 1 とした時の受電電力を 1 として、各アスペクト比の受電電力を記した。図 7 の表に示すように、コア 12a の直径 d を 1 mm とし、長さ L を変化させたフェライトコア（A 社製）に受電コイル 12b をコア全体に均一に 50 回巻いた受電アンテナ 12 を一様な磁場中に配置したときの受電電力の変化を検証してみた。また、一様な磁場の向きと受電コイル 12b の巻き軸、及びコア 12a の長軸との向きは一致、つまり、平行（なす角  $0^\circ$ ）にしている。

【0037】

図 7、及び図 8 に示す検証結果より、受電電力はアスペクト比が 10 以上になると急激に受電電力が増大する事が分かった。アスペクト比を 10 以上に設定することにより、コア 12a 内部の反磁界は小さくなり、反磁界による磁束 Mb が減少することによって有効磁束 Ma は増加し、受電電力は増加する。

【0038】

つまり、アスペクト比を 10 以上とすると、反磁界は大きく減少し、受電電力はアスペクト比が 1 の場合と比較すると 247 倍以上となる。そのため、例えばアスペクト比 10 とした導合には、送電アンテナ 5 から発生する磁束 M の向きと受電コイルとの巻き軸との

10

20

30

40

50

なす角が  $45^\circ$  となっても規格化した受電電力は理論的に半分 ( $1/2$ ) の  $123.5$  ( $247/2$ ) 倍となり、十分に大きな電力となる。このアスペクト比  $10$  とした受電アンテナ  $12$  は、送電アンテナ  $5$  から発生する磁束  $M$  の向きと受電コイル  $12b$  との巻き軸、及びコア  $12a$  の長軸とのなす角が一致 ( $0^\circ$ ) するときのアスペクト比が  $5$  のコア  $12a$  を用いた受電アンテナ  $12$  の場合よりもはるかに大きな受電電力を得られる。

【0039】

よって、送電アンテナ  $5$  から発生する磁束  $M$  の向きと、受電コイル  $12b$  の巻き軸、及びアスペクト比を  $10$  以上とするコア  $12a$  の長軸とのなす角が大きくなってもカプセル内視鏡  $3$  を駆動させるために必要な電力が供給可能に設定することができる。なお、検証結果では、印加する一様な磁場の大きさ、周波数は一定として行ったが、一様な磁場の大きさや周波数を変化させてもコア  $12a$  が磁気飽和しない限り、規格化した受電電力は同じであることがわかった。

10

【0040】

以上説明したように本実施の形態によれば、受電アンテナ  $12$  のコア  $12a$  を細長くしアスペクト比を  $10$  以上に増大させたことにより反磁界の影響が小さくなり、受電コイル  $12b$  と鎮交する有効磁束  $M_a$  を増加させることが可能となる。

【0041】

これにより、受電アンテナ  $12$  の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。また、受電効率が向上することで、従来の受電アンテナの場合と比較して、送電アンテナ  $5$  から発生される磁束  $M$  の向きと、アスペクト比を  $10$  以上とするコア  $12a$  の長軸、及び受電コイル  $12b$  の巻き軸とのなす角が大きくなっても、カプセル内視鏡  $3$  を駆動させることが可能となる。

20

【0042】

なお、以下に受電コイルの巻き方を説明する。反磁界の影響はコア  $12a$  の端部よりも中心部の方が小さい事が分かっている。この事より、受電コイル  $12b$  の巻き方に関しては、巻き数が同じ場合、図  $9$  のように、反磁界の影響の小さいコア  $12a$  中心部にコイルを密に巻く方が、コア  $12a$  全体に均一に巻くよりも受電効率が更に上昇する事になる。

【0043】

尚、本実施の形態のカプセル内視鏡  $3$  は、受電アンテナ  $12$  によるカプセル内視鏡機能部  $14$  を電氣的に駆動するために必要な電力が得られない場合には、非常用バッテリー  $20$  により、電力供給補助が行われる。この受電アンテナ  $12$  によるカプセル内視鏡機能部  $14$  を電氣的に駆動するために必要な電力が得られない場合とは、送電アンテナ  $5$  から発生される磁束  $M$  の向きと、アスペクト比を  $10$  以上とするコア  $12a$  の長軸、及び受電コイル  $12b$  の巻き軸とのなす角が  $90^\circ$  のときをいう。

30

【0044】

(第2の実施の形態)

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。また、図  $10 \sim$  図  $13$  は、第2の実施の形態に係り、図  $10$  は1つの無線給電システムにおける複数の受電アンテナを示す図、図  $11$  は第1の変形例のカプセル内視鏡の横断面図、図  $12$  は第2の変形例のカプセル内視鏡の横断面図、図  $13$  は第3の変形例のカプセル内視鏡の縦断面図である。

40

【0045】

尚、以下の説明において、上述した第1の実施の形態のカプセル内視鏡システム  $1$  と同一の構成について同じ符号を用い、それら構成の詳細な説明を省略する。また、図面の簡略化のため、カプセル内視鏡が有する、既知の光源、撮像光学系、撮像素子、電子制御部品等のその他の各構成部品は図示していないものがある。

【0046】

本実施形態の基本的な構成は、上述の第1の実施の形態と略同様であって、図  $10$  に示すように受電アンテナ  $12$  を複数配設し、それらを直列または並列に接続する点のみ異なる。なお、受電コイルの巻数および巻き方は図  $5$  と同一である。

【0047】

50

まず、第1の実施の形態と同様に本実施の形態では、送電アンテナ5から発生した磁束Mは受電コイル12bと鎖交する。本実施の形態では、複数の受電アンテナ12を配設しているため、受電アンテナ12が単数の場合と比較して、鎖交磁束Mを増加させることができる。また、従来技術では受電効率を向上させるためには、カプセル内視鏡3を大径化する必要があったが、本実施形態ではカプセル内視鏡3の直径を大きくすることなく、受電アンテナ12を複数配設する。したがって、カプセル内視鏡3を大径化することなく、受電アンテナ12の受電効率を、第1の実施の形態と比べてさらに向上させることができ、カプセル内視鏡3をより安定に駆動することができる。

【0048】

本実施の形態においては、図10に示すように各受電アンテナ12は隣接して配設した例を示している。しかしながら、各々の受電アンテナ12を一定距離で離して配設してもよい。

【0049】

例えば、図11に示すように第1の変形例は2つの受電アンテナ12同士の距離をカプセル内視鏡3内で最も離間する距離が長くなるように配設したものである。同様に、図12に示す第2の変形例は3つの受電アンテナ12を正三角形の頂点上に配設した例である。

【0050】

第1、及び第2の変形例では、各々の受電アンテナ12を隣接して配設した場合と比べて、複数の受電アンテナ12の相互インダクタンスを最小とすることができる。そのため、受電アンテナ12の更なる受電効率の向上が期待できる。

【0051】

また、第2の変形例では受電アンテナ12を3つとしたが、複数であれば幾つでもよく、係る場合に複数のアンテナを、正多角形の頂点上に配設すれば、各々の受電アンテナ12との相互インダクタンスが最小となるため、更なる受電効率の向上を期待できる。

【0052】

第1および第2の変形例では、各々の受電アンテナ12の長軸は同じ方向、つまり平行であったが、図13に示す第3の変形例は、各々のコア12aの長軸、及び受電コイル12bの巻き軸を異なる方向になるように3つ配設した形態を示す。

【0053】

この場合には、1つの受電アンテナ12の長軸と送電アンテナ5から発生される磁束Mとのなす角が90°となる電力を受電できなくなる状態においても、他の受電アンテナ12の長軸と送電アンテナ5から発生される磁束Mとのなす角が90°とはならない。そのため、カプセル内視鏡3が被検者100の体腔内で如何なる姿勢となっても、安定した電力を受電することが可能となる。

【0054】

例えば、図13の矢印の方向に磁束Mが通過するとき、3つのうち、この磁束Mになす角が90°の1つの受電アンテナ12Aは、受電電力が得られない。しかし、受電アンテナ12Bは、磁束Mと長軸が一致（並行）している。また、もう1つの受電アンテナ12Cは、長尺でアスペクト比が大きく設定できるため、磁束Mと長軸とのなす角が大きくなっても十分な受電電力を得られる。これらのため、カプセル内視鏡3を駆動するための十分な電力を受電することができる。

【0055】

なお、以上の説明では受電アンテナ12の個数を3つとして行ったが、複数であればいくつでもよく、受電アンテナ12のコア12aのアスペクト比、受電コイル12bの巻数、巻き方などは、各々に設定することができる。また、受電アンテナ12の向きは配設する複数の受電アンテナ12のうち、少なくとも1つが異なる方向であればよい。

【0056】

上述の第1及び第2実施形態およびその変形形態においては、本発明の無線給電システムをカプセル内視鏡システム1に適用した場合の例で説明したが、この例に限ることはな

10

20

30

40

50

く、本発明の無線給電システムは、無線給電方式によって、電力を送受信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 5 7 】

以上の各実施の形態に記載した発明は、夫々の実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【 0 0 5 8 】

例えば、各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 9 】

【図 1】第 1 の実施の形態に係るカプセル内視鏡システムの構成を示すと共に、カプセル内視鏡が被検体の体腔内に導入された状態を示す図。

【図 2】同、受電アンテナを備えたカプセル内視鏡の断面図。

【図 3】同、図 2 の I I I - I I I 線に沿ったカプセル内視鏡を円筒方向の正面から見た断面図。

【図 4】同、カプセル内視鏡と送電システムを示すブロック図。

【図 5】同、受電アンテナのコア内部を通過する磁束を説明するための図。

【図 6】同、受電アンテナの構成を示す図。

【図 7】同、コアのアスペクト比を変化させたときのある一定の磁界中でのアスペクト比と受電電力の関係を示した表。

【図 8】同、図 7 の結果を転記したアスペクト比と受電電力の関係を示したグラフ。

【図 9】同、変形例の受電アンテナの構成を示す図。

【図 1 0】第 2 の実施の形態に係る、1 つの無線給電システムにおける複数の受電アンテナを示す図。

【図 1 1】同、第 1 の変形例のカプセル内視鏡の横断面図。

【図 1 2】同、第 2 の変形例のカプセル内視鏡の横断面図。

【図 1 3】同、第 3 の変形例のカプセル内視鏡の縦断面図。

【符号の説明】

【 0 0 6 0 】

1 . . . カプセル内視鏡システム

2 . . . 送電システム

3 . . . カプセル内視鏡

4 . . . 送電装置本体

5 . . . 送電アンテナ

6 . . . 電源

7 . . . 制御回路

8 . . . 駆動回路

9 . . . 制御ユニット

1 0 . . . 外部筐体

1 1 . . . 透明カバー

1 2 . . . 受電アンテナ

1 2 a . . . コア

1 2 b . . . 受電コイル

1 3 . . . 受電回路

1 4 . . . カプセル内視鏡機能部

1 5 . . . 撮像素子

1 7 . . . 撮像素子駆動部

10

20

30

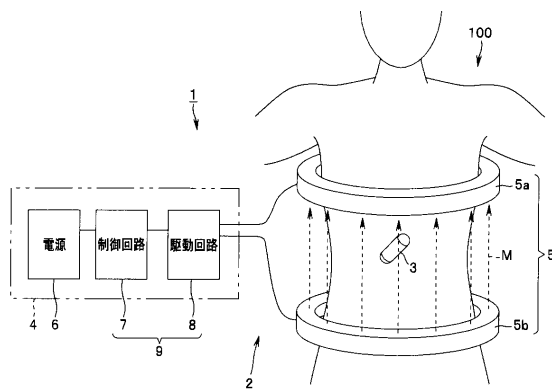
40

50

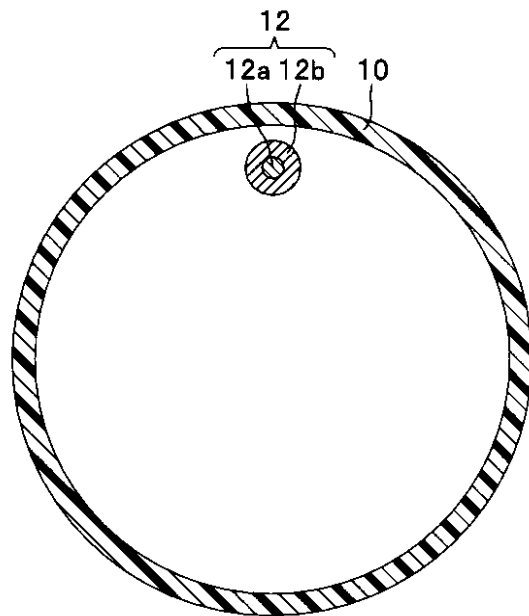


- 18・・・信号処理部
- 19・・・受電回路部
- 20・・・非常用バッテリー
- 21・・・送信アンテナ
- 22・・・変調送信アンプ部
- 25・・・電気基板
- M・・・磁束

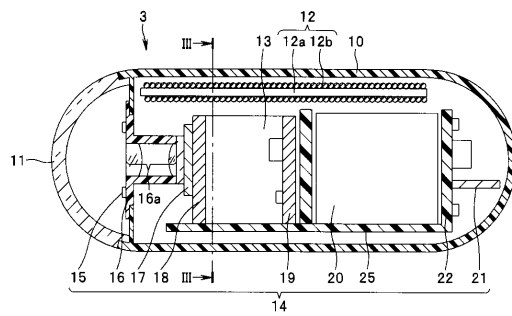
【図1】



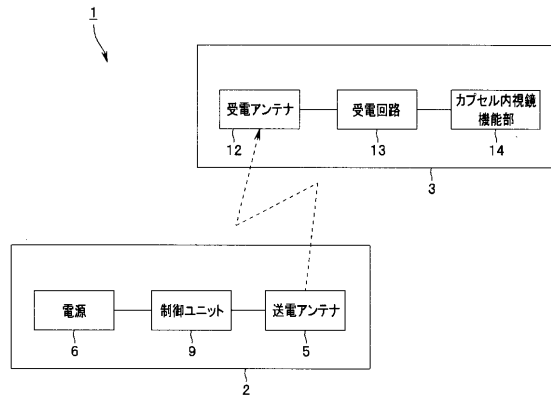
【図3】



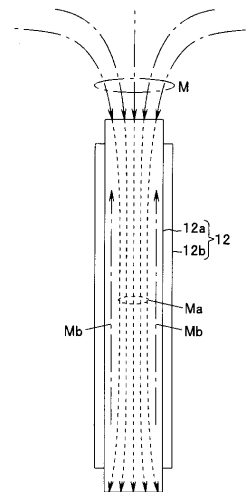
【図2】



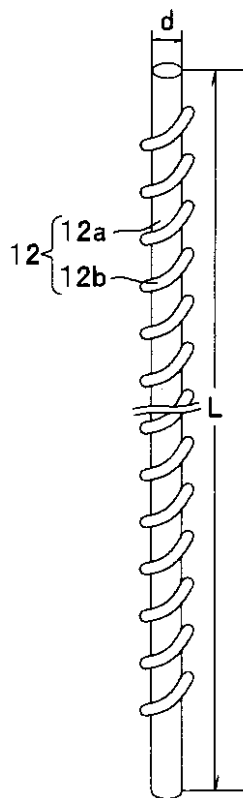
【図 4】



【図 5】



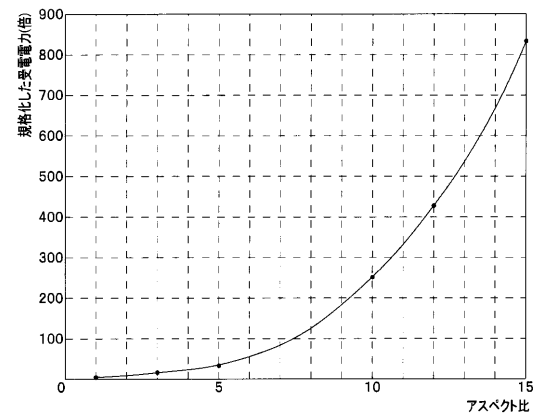
【図 6】



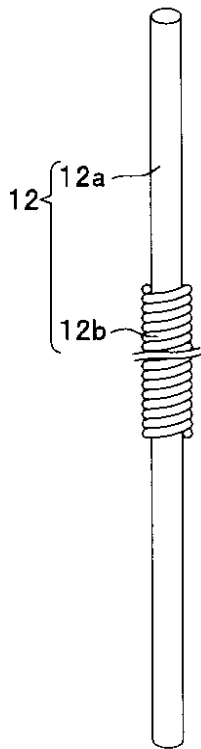
【図 7】

アスペクト比	コアの直径 [mm]	コアの長さ [mm]	コイルの巻数 [回]	コイル線材径 [mm]	コア材質	規格化した 受電電力[倍]
1	1.0	1	50	0.2	フェライト A社製	1
3		3				9.99
5		5				35.8
10		10				247
12		12				420
15		15				830

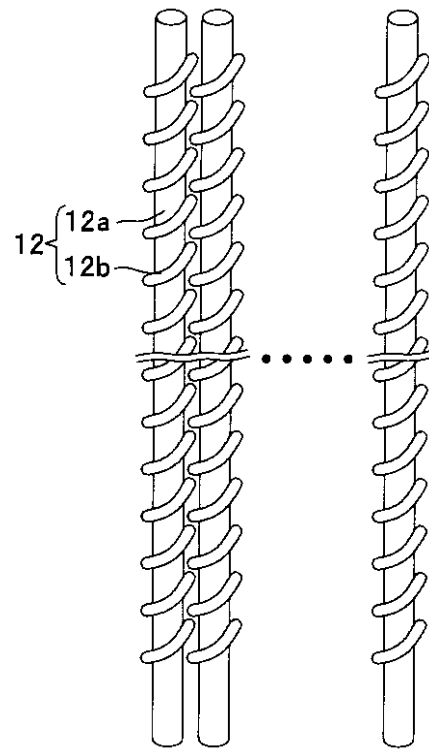
【図 8】



【図 9】



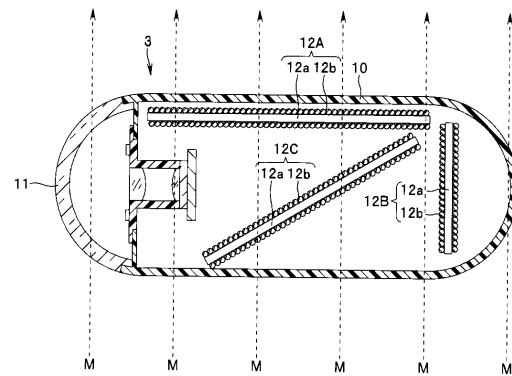
【図 10】



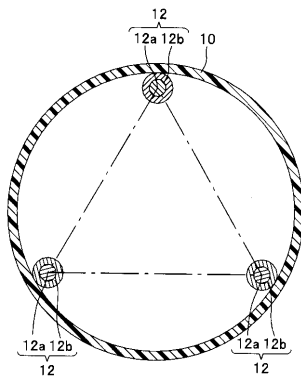
【図 11】



【図 13】



【図 12】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2006-306184(JP,A)  
特開2005-245963(JP,A)  
特開2003-088535(JP,A)  
特開2003-264423(JP,A)  
米国特許出願公開第2005/0064815(US,A1)  
米国特許出願公開第2003/0164805(US,A1)  
特開2006-118925(JP,A)  
実開昭57-131042(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00  
G08C 17/00  
G08C 19/00

专利名称(译)	胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5331307B2</a>	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2007014171	申请日	2007-01-24
[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	吉田直樹 堺洋平		
发明人	吉田 直樹 堺 洋平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/041 A61B1/0684 A61B5/073 A61B2560/0219 H02J50/10 H02J50/12 H02J50/40		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/04.362.J A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.683 H02J17/00.B H02J50/12 H02J50/40		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C038/CC10 4C061/FF50 4C061/JJ06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF50 4C161/JJ06		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2008178545A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：在不扩大无线供电系统的受电天线的情况下，提高无线供电系统的受电效率和节能性。 解决方案：本发明涉及一种包括电力传输系统2的电力传输系统，该电力传输系统2包括用于从电源无线传输电力的电力传输天线5，以及用于接收传输电力的基本上杆状的核心构件12a的外周上的电力接收线圈12b。其中，受电天线的芯构件的长度是受电天线的直径的十倍或更多。 .The

【 图 3 】

