

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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、及び送電された該電力を受電するための略棒状のコアの外周に受電コイルが巻回された受電アンテナを備えた無線給電システムにおいて、

上記受電アンテナの上記コアは、少なくとも一端領域が直線領域に対して、所定の角度を有して傾倒していることを特徴とする無線給電システム。

【請求項 2】

上記受電アンテナは、複数であって、

該複数の受電アンテナの上記受電コイルの夫々を直列、又は並列に接続したことを特徴とする請求項 1 に記載の無線給電システム。 10

【請求項 3】

上記複数の受電アンテナは、装備される筐体内において、互いに最も離間する位置に配置されたことを特徴とする請求項 2 に記載の無線給電システム。

【請求項 4】

無線で電力を受電するための略棒状のコアの外周に受電コイルが巻回された受電アンテナを内蔵するカプセル内視鏡において、

上記受電アンテナの上記コアは、少なくとも一端領域が直線領域に対して、所定の角度を有して傾倒していることを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 5】

上記コアの上記少なくとも一端領域は、内蔵される筐体の形状に沿って、湾曲していることを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル内視鏡。 20

【請求項 6】

上記受電アンテナは、複数であって、

該複数の受電アンテナの上記受電コイルの夫々を直列、又は並列に接続したことを特徴とする請求項 4、又は請求項 5 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 7】

上記複数の受電アンテナは、上記筐体内において、互いに最も離間する位置に配置されたことを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 8】

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、

送電された上記電力を受電するための略棒状のコアの外周に受電コイルが巻回された受電アンテナが内蔵されたカプセル内視鏡と、

を具備し、

上記受電アンテナの上記コアは、少なくとも一端領域が直線領域に対して、所定の角度を有して傾倒していることを特徴とするカプセル内視鏡システム。 30

【請求項 9】

上記コアの上記少なくとも一端領域は、内蔵される筐体の形状に沿って、湾曲していることを特徴とする請求項 8 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 10】

上記受電アンテナは、複数であって、

該複数の受電アンテナの上記受電コイルの夫々を直列、又は並列に接続したことを特徴とする請求項 8、又は請求項 9 に記載のカプセル内視鏡。 40

【請求項 11】

上記複数の受電アンテナは、上記筐体内において、互いに最も離間する位置に配置されたことを特徴とする請求項 10 に記載のカプセル内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

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無線給電シ

50

ステム、この無給電システムを備えたカプセル内視鏡、及びカプセル内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、内視鏡装置の内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部の太さ、及び長さに制約があることから、術者が観察、検査等を行い得る範囲には限界があった。

【0003】

こうした事情に鑑みて、例えば錠剤カプセル形状の外装筐体の内部に撮影光学系を有する撮像素子を内蔵した超小型の内視鏡、所謂カプセル内視鏡が近年開発されている。

【0004】

カプセル内視鏡は、これを被検者が嚥下する等の手段によって体腔内に導入され、例えば腸の蠕動運動により体腔内を進行して、体腔内の臓器の患部等を撮像素子により撮影し、その内視鏡画像をメモリに記憶、又は無線にて対外の受信機へ送信する構成を有している。

【0005】

そしてカプセル内視鏡は、撮像した内視鏡画像を、無線通信の場合には体外で受信することにより、また、メモリに記憶する場合には体内から排出されたカプセル内視鏡のメモリを取り出すことにより、術者は容易に内視鏡画像を観察することができる。このことから、術者は、体腔内の観察や検査等を容易に行なうことができる。

【0006】

このように、体腔内の検査にカプセル内視鏡を用いれば、従来の細長な挿入部を有する内視鏡では観察や検査等を行うのが困難であった、例えば小腸等の臓器の観察や検査等をも比較的容易に行なうことができる。

【0007】

ところで、上述したカプセル内視鏡の動力源としては、カプセル内視鏡に内蔵された電池を用いるものが一般的である。しかしながら、電池の寿命切れによるカプセル内視鏡の動作停止を解消するための方式が近年において検討されている。その方式の一つとして考えられるのが無線による給電方式である。無線による給電方式の場合、体外に配した送電システムから電力を送信するため、この送電システムの電源をコンセントから取ることにより永久に使用可能となる。

【0008】

このような無線による給電方式は、例えば、特許文献1に記載されるように、以下のような形態で行われるのが一般的である。このような従来技術において、体外に位置する送電システムは、送電システム内の制御回路と駆動回路により、装備した送電アンテナを駆動し交流磁界を発生する。発生した交流磁界は人体を貫通し、体内に導入されたカプセル内視鏡にまで到達する。

【0009】

一方、カプセル内視鏡の内部には、受電アンテナと、整流回路及び平滑化回路からなる受電回路を内蔵している。内蔵した受電アンテナに対して、交流磁界によって発生した磁束が流入することで受電アンテナの両端に電力を発生し、これを整流、平滑することでカプセル内視鏡の動力源とする構成である。

【0010】

上記特許文献1には、生体内を照明する照明手段と、照明手段によって照明された部分を撮像する撮像手段と、撮像手段による画像信号を体外に無線送信する送信アンテナと、体外から送電された電力を受電する受電コイルとを備えたカプセル内視鏡が開示されている。

【0011】

従来のカプセル内視鏡は、撮像手段で光電変換された電荷が信号処理部で画像信号に変換され、変調・送信アンプで変調・増幅されて、送信信号となり、送信アンテナ部から体外に向けて電波として放射される。また、カプセル内視鏡は、受電コイルを有している。

10

20

30

40

50

【0012】

この受電コイルは、カプセル内壁を取り巻く形で円筒状に形成されている。つまり、外部から交流磁界を発生すると、その交流磁界は、人体を貫通し体内へ導入されたカプセル内視鏡へ到達する。この交流磁界によって発生した磁束が受電コイルに作用することによって、受電コイルの両端に電力を生じ、これを整流、平滑することによってカプセル内視鏡の動力源としている。

従って、従来の技術では、体外から電力を無線で供給することにより、必要なときにカプセル内視鏡に電力を供給することができる。

【特許文献1】特開2001-224551号公報

10

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0013】**

しかしながら、従来のカプセル内視鏡は、複雑な臓器内を移動することにより、如何なる姿勢にも変化しながら進行するため、カプセル内視鏡内に搭載した受電アンテナを構成する受電コイルの巻き軸の向きと、送電アンテナが発生する磁束の向きが一致しない場合が発生する。

【0014】

ここで、受電アンテナと磁束が鎖交する角度を θ とした場合、カプセル内視鏡の受電電力は $\theta = 0^\circ$ のとき最大となり、 θ が大きくなるにつれて減少する。この場合、十分な電力をカプセル内視鏡に供給するためには、 $\theta = 0^\circ$ の場合よりも大きな磁束すなわち大きな送電電力が必要となる。また、受電効率を向上させるためには、受電アンテナの直径を大きくすることも考えられるが、受電アンテナの直径を大きくすると、カプセル内視鏡自体が大きくなつて被検者が嚥下しにくくなる、臓器内で停滞してしまうなどの問題が発生する。

20

【0015】

本発明は上述の事情に鑑みなされたもので、カプセル内視鏡自体を大きくする事なく、カプセル内視鏡へ適用可能な無線給電システムの受電効率を向上させることにより、従来の送電電力で駆動電力を発生可能とすると共に、無線給電システムの省エネルギー化、及びカプセル内視鏡の小型化を図ることを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】**【0016】**

上記目的を達成すべく、第1の発明は、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、及び送電された該電力を受電するための略棒状のコアの外周に受電コイルが巻回された受電アンテナを備えた無線給電システムにおいて、上記受電アンテナの上記コアは、少なくとも一端領域が直線領域に対して、所定の角度を有して傾倒していることを特徴とする無線給電システム。

【0017】

また、第2の発明は、無線で電力を受電するための略棒状のコアの外周に受電コイルが巻回された受電アンテナを内蔵するカプセル内視鏡において、上記受電アンテナの上記コアは、少なくとも一端領域が直線領域に対して、所定の角度を有して傾倒していることを特徴とするカプセル内視鏡。

40

【0018】

さらに、第3の発明は、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、送電された上記電力を受電するための略棒状のコアの外周に受電コイルが巻回された受電アンテナが内蔵されたカプセル内視鏡と、を具備し、上記受電アンテナの上記コアは、少なくとも一端領域が直線領域に対して、所定の角度を有して傾倒していることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【発明の効果】**【0019】**

本発明によれば、カプセル内視鏡自体を大きくする事なく、カプセル内視鏡へ適用可能

50

な無線給電システムの受電効率を向上させることにより、従来の送電電力で駆動電力を発生可能と共に、無線給電システムの省エネルギー化やカプセル内視鏡の小型化を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

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。

【0021】

(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10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はストレートコアを備えた受電アンテナの構成を示す図、図6は両端部が角度30°に折り曲げたコアを備えた受電アンテナの構成を示す図、図7は両端部が角度45°に折り曲げたコアを備えた受電アンテナの構成を示す図、図8は図6とは異なり、両端部が角度30°に折り曲げたコアを備えた受電アンテナの構成を示す図、図9は受電アンテナを磁界中に配置した図、図10はストレートコアと折り曲げコアの受電状況を示すグラフである。

10

【0022】

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。

20

【0023】

送電システム2は、体外に設けられ、送電装置本体4と、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、夫々が電気的に接続された、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

【0024】

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と電気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。

30

【0025】

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、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。

40

【0026】

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。

【0027】

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10と、この外部筐体10の一端に配設された透明カバー11とによって、密閉されている。この外部筐体10の内部には、受電アンテナ12と、受電回路13と、カプセル内視鏡機能部14と、が内蔵されている。

【0028】

受電アンテナ12は、磁性材料からなるコア12aと、このコア12aの外周に沿って巻回された受電コイル12bと、から構成されている。

50

【0029】

コア12a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12aは、図3からも判るように、外部筐体10の内周近傍に配置され、長尺な棒形状をしている。また、コア12aは、図2に示すように、直線領域と、この直線領域の両端から延出した夫々の一端領域が外部筐体10の両端ドーム状の内壁湾曲に沿った湾曲領域とを有している。

【0030】

すなわち、本実施の形態では外部筐体10の限られた内部空間内に、コア12aができるだけ長く設定できるように、直線状ではなく、両端が外部筐体10の内壁湾曲に沿った形状に設定されている。これにより、本実施の形態では、カプセル内視鏡3のサイズを大きくすることなく、磁束Mを集めるためのコア12aの全長を長くすることができる。

10

【0031】

受電回路13は、受電アンテナ12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。

【0032】

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12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。

20

【0033】

カプセル内視鏡機能部14は、照明手段であるLED15、及び撮像光学系であるレンズ群16aを備えたレンズ枠16と、CMOS、CCDなどのイメージセンサである撮像素子15と、撮像素子駆動部17と、信号処理部18と、受電回路部19と、非常用バッテリ20と、撮影した画像を外部へ送信する送信アンテナ21を備えた変調送信アンプ部22と、を有し、これらが硬質基板、或いはFPCの電気基板25上に所定に配置されて構成される。

【0034】

次に、このように構成された本実施の形態のカプセル内視鏡システム1の作用について説明する。

30

被検者は図1に示すような交流磁界の中において、カプセル内視鏡3を嚥下すると、カプセル内視鏡3は体腔内に導入され、たとえば腸の蠕動運動により消化管に沿って移動する。

【0035】

このカプセル内視鏡3が移動する間、外部に発生させた交流磁界による磁束Mを受電アンテナ12で受電し電力に変換する。それにより得た電力によって、カプセル内視鏡3内のカプセル内視鏡機能部14における電気的なすべての機能を動作させることができる。

【0036】

つまり、図4に示すように、送電システム2の電源6からの電力は、制御ユニット9を介して、送電アンテナ5から交流磁界による磁束Mを発生させる。すると、カプセル内視鏡3は、磁束Mを受電アンテナ12で受電し、受電回路13によって、カプセル内視鏡機能部14の各電気的構成要素へ電力供給が行われる。

40

【0037】

このとき、上述したように、コア12aは、両端の領域が外部筐体10の内壁に沿うように配置され、かつ外部筐体10が前方および後方でドーム形状に湾曲する部分まで延びている。そのため、コア12a内部で発生する反磁界の影響が少くなり、磁束Mを多く集めること、つまり受電電力の向上が可能となる。

【0038】

ここで、図5～図10を用いて、コア12aの長さの違いによる受電電力への影響について説明する。ここでは、図5から図8に示す、異なる形態の4つの受電アンテナ12A～12Dを用いて検証した。

50

図5に示す受電アンテナ12Aは、全長が15.0mm、直径が1.0mmの円柱形状のコア12aの中央部に巻厚5mmに亘って巻き数50回の受電コイル12bを装備している。

【0039】

図6に示す受電アンテナ12Bは、両端が折れ曲がった形状をしており、直線領域の長さが15.0mm、両端の折れ曲がった部分から端部までの長さが7.5mmとしたコア12aの中央部に巻厚5mmに亘って巻き数50回の受電コイル12bを装備している。尚、折れ曲がった部分は、両端の領域が同一の方向へ傾倒するように、直線領域に対して角度30°が設定されている。

【0040】

図7に示す受電アンテナ12Cは、図6の受電アンテナ12Bと同様に、両端が折れ曲がった形状をしており、直線領域の長さが15.0mm、両端の折れ曲がった部分から端部までの長さが7.5mmとしたコア12aの中央部に巻厚5mmに亘って巻き数50回の受電コイル12bを装備している。尚、折れ曲がった部分は、両端の領域が同一の方向へ傾倒するように、直線領域に対して角度45°が設定されている。

【0041】

図8に示す受電アンテナ12Dは、両端が折れ曲がった形状をしており、直線領域の長さが15.0mm、両端の折れ曲がった部分から端部までの長さが3.75mmとしたコア12aの中央部に巻厚5mmに亘って巻き数50回の受電コイル12bを装備している。尚、折れ曲がった部分は、図6の受電アンテナ12Bと同様に、両端の領域が同一の方向へ傾倒するように、直線領域に対して角度30°が設定されている。

【0042】

これら4つの受電アンテナ12A～12Dに用いられるコア12aの材質は、いずれもフェライトであり、受電コイル12bもいずれも同じ材質を用いている。

【0043】

これら4つの受電アンテナ12A～12Dを、図9に示すように、送電アンテナ5により発生させた同じ条件下の交流磁界による磁束Mの磁界内に配置する。尚、ここでは、受電アンテナ12Aの長軸方向が磁束M方向に対する角度 θ がゼロ($\theta = 0^\circ$)、つまり平行であるときに受電する電力を1.0とする。また、カプセル内視鏡3のカプセル内視鏡機能部14を電気的に駆動するために必要な電力を、例えば、0.75以上とする。

【0044】

これら4つの受電アンテナ12A～12Dを夫々の直線領域の軸が磁束M方向に対する磁束Mが交差する角度 θ を15°毎に徐々に大きくしたときの、それぞれの受電アンテナ12A～12Dで発生する受電電力の推移を図10のグラフに示す。

【0045】

図10に示すように、磁束Mの強度を一定の値にしたとき、受電アンテナ12Aを用いた場合は磁束M方向に対し $\theta = 30^\circ$ 以上傾くと受電電力が0.75を下回るため、カプセル内視鏡機能部14を電気的に駆動するために必要な電力が不足する。

【0046】

また、受電アンテナ12Dは少なくとも $\theta = 45^\circ$ までは受電電力が0.75を上回るため、カプセル内視鏡機能部14を電気的に駆動するために必要な電力を維持できる。

【0047】

また、受電アンテナ12A、及び受電アンテナ12Bは少なくとも $\theta = 50^\circ$ までは受電電力が0.75を上回るため、カプセル内視鏡機能部14を電気的に駆動するために必要な電力を維持できる。

【0048】

このことから、コア12aの全長を長くすることによって反磁界の影響を少なくし、磁束Mを多く集めることで、角度変化に対する影響を軽減できることが判明した。また、受電アンテナ12Bと受電アンテナ12Cを比較すると、コア12aの両端部分が直線領域に対する角度が鈍角であるほうが、若干であるが、受電効率が向上する。

10

20

30

40

50

【0049】

さらに、受電アンテナ12Bと受電アンテナ12Dを比較すると、コア12aの両端部分が直線領域に対する角度が同一(30°)であった場合、両端の折れ曲がった部分から端部までの領域の長さが長いほど受電効率が向上する。

【0050】

従って、本実施の形態の受電アンテナ12は、カプセル内視鏡3という限られた空間の中で、ドーム形状に湾曲する部分までコア12aを延設する形で全長を長くすることによって、内部に発生する反磁界の影響を少なくして磁束Mを多く集めることができとなり、送電システム2の電力を無駄に増大させることなく、十分な受電電力を得ることが可能となる。

10

【0051】

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を電気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20により、電力供給補助が行われる。

【0052】

(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11～図19は、第2の実施の形態に係り、図11はカプセル内視鏡を正面から見た断面図、図12は、図11のカプセル内視鏡のXII-XII線に沿った部分断面図、図13は2つの受電アンテナの電気的接続例を示す図、図14は2つの受電アンテナの電気的接続例を示す図、図15は2つの受電アンテナの電気的接続例を示す図、図16は2つの受電アンテナの電気的接続例を示す図、図17はコアが集める磁束の状態を示す図、図18は図17と同一のコアが集める磁束の状態を示す図、図19は図17、18のコアの体積の和が等しいコアが集める磁束の状態を示す図である。

20

【0053】

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。

30

【0054】

図11、及び図12に示すように、本実施の形態のカプセル内視鏡3の外部筐体10の内部に、磁性材料からなるコア12aが配置され、このコア12aには受電コイル12bが巻回された、第1の実施の形態と同様に両端が外部筐体10の内壁湾曲に沿った形状が設定された受電アンテナ12を2つ有している。これら受電アンテナ12の夫々の受電コイル12bは電気的に直列もしくは並列に接続されている。

【0055】

このように構成された本実施の形態のカプセル内視鏡3は、第1の実施の形態と同様に被検者の体内を移動する間、外部に発生した交流磁界による磁束Mを2つの受電アンテナ12で受電し電力に変換する。それにより得た電力によって、カプセル内のすべての電気的機能を動作させる。

40

【0056】

図12に示すように、2つの受電アンテナ12は、外部筐体10の内部で、且つ、外部筐体10の内壁に沿うように近接した位置で配置されている。また、第1の実施の形態と同様に、各コア12aは、外部筐体10が前方および後方でドーム形状に湾曲する部分まで延びている。このように配置することによって、磁束Mを集めるための各コア12aの全長を長くとることができる。

【0057】

コアの全長を長くすることにより、第1の実施の形態と同様に、反磁界の影響を少なくし磁束Mを多く集めることができとなる。また、受電アンテナを複数配置することにより鎖交する有効磁束Mは、第1の実施の形態と比べてもさらに大きくなる。

50

【0058】

ここで、図13～図16を用いて、カプセル内視鏡内に配置した2本の受電アンテナ12の受電コイル12bを直列接続、或いは並列接続する場合の接続方法について説明する。尚、以下の説明では、図面の簡略化のためコア12aの図示は省略する。

【0059】

先ず、直列接続する場合について、図13、及び図14に基づいて説明する。

図13では、2つの受電コイル12bは、同一方向に巻回されたコイルである。この場合、一方の受電コイル12bと、他方の受電コイル12bの異極同士を結線状態で直列回路とすることによって、受電コイル両端に発生する電力を打ち消しあうことなく合成することが可能となる。

10

【0060】

図14では、2つの受電コイル12bは、異なる方向に巻回されたコイルとなっている。この場合においても、一方の受電コイル12bと、他方の受電コイル12bの異極同士を結線状態で直列回路とすることによって、受電コイル両端に発生する電力を打ち消しあうことなく合成することが可能となる。

【0061】

次に、並列接続する場合について、図15、及び図16に基づいて説明する。

図15では、2つの受電コイル12bは、同一方向に巻回されたコイルである。この場合、一方の受電コイル12bと、他方の受電コイル12bの同極同士を結線状態で並列回路とすることによって、受電コイル両端に発生する電力を打ち消しあうことなく合成することが可能となる。

20

【0062】

図16では、2つの受電コイル12bは、異なる方向に巻回されたコイルとなっている。この場合においても、一方の受電コイル12bと、他方の受電コイル12bの同極同士を結線状態で並列回路とすることによって、受電コイル両端に発生する電力を打ち消しあうことなく合成することが可能となる。

【0063】

以上のように、複数配置した受電アンテナ12の接続については、負荷の条件によって、直列接続の方が有利な場合と並列接続の方が有利な場合があるため、これら負荷の条件に合わせて接続形態を選択すればよい。

30

【0064】

次に、受電アンテナ12を複数配置する場合と、これと同一体積の1本の受電アンテナを配置した場合での違いを、以下に、図17～図19を用いて説明する。なお、説明、及び図示の簡略化のため、ここでは直線コア12aを用いて説明するが、屈曲したコア12aでも同様に成り立つのは云うまでも無い。

【0065】

尚、受電アンテナ12において、磁束Mを収集する作用を有するのはコア12aの部分であるため、図17～図19ではコア12aのみを示す。

【0066】

図17に示すように、半径r、長さLの円柱形状のコア12aAと、図18に示すように、図17のコア12aAと同じ形状、及び寸法のコア12aBと、図19に示すように、半径2r、長さLの円柱状のコア12aCを3つ準備する。すなわち、コア12aAと、コア12aBの体積の和と、コア12aCの体積は同じである。

40

【0067】

それぞれのコア12aA～12aCに、一端面から同一距離Xだけ離れたところから磁束Mが放射された場合、磁束Mを集めることができ面積を、それぞれSa、Sb、Seとする。

【0068】

Sa、Sb、Seの面積は、以下の式で表される。

【0069】

50

$$R_1 = R_2 = X \tan \dots \text{ (式 1)}$$

$$S_a = S_b = (r + X \tan)^2 \dots \text{ (式 2)}$$

$$S_e = (2r + X \tan)^2 \dots \text{ (式 3)}$$

式の簡略化のため、 $X \tan = R$ とすると、

$$S_a = S_b = (r + R)^2 \dots \text{ (式 4)}$$

$$S_a + S_b = 2(r + R)^2 \dots \text{ (式 5)}$$

$$S_e = (2r + R)^2 \dots \text{ (式 6)}$$

$$(式 5) - (式 6) = (4 - 2) r R > 0 \dots \text{ (式 7)}$$

上記 (式 7) より、面積 $S_a + S_b$ と面積 S_e では、面積 $S_a + S_b$ の方が大きくなる。よって、限られた空間内において同一体積の受電アンテナ 12 を配置する場合、受電アンテナ 12 のコア 12a の径を大きくするより、同一体積という制限条件においては複数の受電アンテナ 12 を配置した方がより多くの磁束 M を集めることができることが分かる。

10

【0070】

従って、受電アンテナ 12 を複数にして、さらに、カプセル内視鏡 3 という限られた空間の中で配置できるように各コア 12a の両端部分を湾曲させて、複数のコア 12a の全長を長くすることによって、反磁界の影響を少なくし磁束 M を多く集めることができとなる。

20

【0071】

以上に説明したように、本実施の形態では、第 1 の実施の形態の効果に加え、送電システム 2 の電力を、より無駄に増大させることなく、より十分な受電電力を得ることが可能となる。

【0072】

なお、本実施の形態においては、受電アンテナ 12 が 2 つの例で示したが、これに限定することなく、2 つ以上でも勿論構わない。

30

【0073】

(第 3 の実施の形態)

次に、本発明の第 3 の実施の形態について説明する。また、図 20 ~ 図 24 は、第 3 の実施の形態に係り、図 20 はカプセル内視鏡を正面から見た断面図、図 21 は、図 20 の XX - XX 線に沿ったカプセル内視鏡の断面図、図 22 は変形例を示し 4 つの受電アンテナの配置を示すカプセル内視鏡を正面から見た断面図、図 23 は変形例を示し 3 つの受電アンテナの配置を示すカプセル内視鏡を正面から見た断面図、図 24 は変形例を示しカプセル内視鏡の断面図である。

30

【0074】

尚、以下の説明において、上述した第 1、第 2 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構成部品は図示していない。

40

【0075】

本実施の形態のカプセル内視鏡 3 の構成は、上述の第 2 に示したカプセル内視鏡 3 に比して、複数の受電アンテナ 12 を配置する位置のみが異なる。

【0076】

図 20、及び図 21 に示すように、2 つの受電アンテナ 12 は、互いが外部筐体 10 の内部で最も離間する位置すなわち対角線上に配置され、且つ、上述した各実施の形態と同様にして、外部筐体 10 の内壁に沿うように配置されている。このように配置することによって、各受電コイル 12b の相互誘導による影響を抑制することが可能となるとともに、磁束 M を集めるための各コア 12a の全長を長くとることを実現することができる。

50

【0077】

この各コア 12a の全長を長くすることにより、反磁界の影響を少なくし磁束 M を多く集めることができとなる。また、コア 12a を複数配置することにより鎖交する有効磁束

Mが大きくなる。

【0078】

従って、各受電アンテナ12は、カプセル内視鏡3という限られた空間の中で最も離間した位置に配置されることによって、互いの相互誘導による影響を抑制することが可能となり、且つ、各コア12aの全長を長くすることによって、反磁界の影響を少なくし磁束Mを多く集めることができるとなる。そのため、本実施の形態においても、送電システム2の電力を無駄に上げることなく、十分な受電電力を得ることが可能となる。

【0079】

なお、本実施の形態においては、受電アンテナ12を2つの例で示したが、2つ以上でも勿論構わない。例えば、受電アンテナ12を4つ配置する場合は、図21に示すように、互いに、外部筐体10の中心において、90°の角度をもって配置することにより、最も離間した位置に配置することが可能である。

10

【0080】

また、受電アンテナ12を3つ配置する場合は、図22に示すように、外部筐体10の中心において、互いに120°の角度をもって配置することにより、最も離間した位置に配置することが可能である。

【0081】

すなわち、n本の受電アンテナ12を配置する場合は、外部筐体10の中心において、360度/nの角度をもって配置すれば良い。尚、本実施の形態の外部筐体10は、断面が真円であるため、n本の受電アンテナ12を360度/nの角度をもって配置することで、互いの相互誘導による影響を抑制することができる。この外部筐体10が真円でなく、多角形などの異形であれば、各受信アンテナ12が最も離間する位置に夫々配置すれば良い。

20

【0082】

尚、図13に示すように、各受電アンテナ12のコア12aは、一端領域のみ湾曲したものでも良い。これらの受電アンテナ12は、一方のコア12aが外部筐体10の前方でドーム形状に湾曲する部分まで延設し、他方のコア12aが外部筐体10の後方でドーム形状に湾曲する部分まで延設した互い違いの状態で配置される。

【0083】

このように配置することによって、夫々の湾曲した一端領域側が近接しないため、各受電コイル12bの相互誘導による影響をさらに抑制することが可能となる。

30

【0084】

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。

【0085】

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。

40

【図面の簡単な説明】

【0086】

【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、ストレートコアを備えた受電アンテナの構成を示す図。

【図6】同、両端部が角度30°に折り曲げたコアを備えた受電アンテナの構成を示す図

50

【図 7】同、両端部が角度 45° に折り曲げたコアを備えた受電アンテナの構成を示す図。

【図 8】同、図 6 とは異なり、両端部が角度 30° に折り曲げたコアを備えた受電アンテナの構成を示す図。

【図 9】同、受電アンテナを磁界中に配置した図。

【図 10】同、ストレートコアと折り曲げコアの受電状況を示すグラフ。

【図 11】第 2 の実施の形態に係るカプセル内視鏡を正面から見た断面図。

【図 12】同、図 11 のカプセル内視鏡の X II - X II 線に沿った部分断面図。

10

【図 13】同、2つの受電アンテナの電気的接続例を示す第 1 の図。

【図 14】同、2つの受電アンテナの電気的接続例を示す第 2 の図。

【図 15】同、2つの受電アンテナの電気的接続例を示す第 3 の図。

【図 16】同、2つの受電アンテナの電気的接続例を示す第 4 の図。

【図 17】同、コアが集める磁束の状態を示す図。

【図 18】同、図 17 と同一のコアが集める磁束の状態を示す図。

【図 19】同、図 17, 18 のコアの体積の和が等しいコアが集める磁束の状態を示す図。

【図 20】第 3 の実施の形態に係るカプセル内視鏡を正面から見た断面図。

【図 21】同、図 20 の X X - X X 線に沿ったカプセル内視鏡の断面図。

【図 22】第 1 の変形例を示し、4つの受電アンテナの配置を示すカプセル内視鏡を正面から見た断面図。

20

【図 23】第 2 の変形例を示し、3つの受電アンテナの配置を示すカプセル内視鏡を正面から見た断面図。

【図 24】第 3 の変形例を示したカプセル内視鏡の断面図。

【符号の説明】

【0087】

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

30

5 a, 5 b . . . アンテナ部

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

10 . . . 外部筐体

11 . . . 透明カバー

12 a (A ~ C) . . . コア

12 (A ~ D) . . . 受電アンテナ

40

12 b . . . 受電コイル

13 . . . 受電回路

14 . . . カプセル内視鏡機能部

15 . . . 撮像素子

16 a . . . レンズ群

16 . . . レンズ枠

17 . . . 撮像素子駆動部

18 . . . 信号処理部

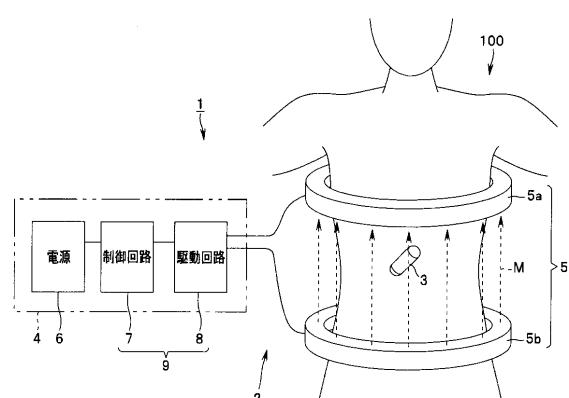
19 . . . 受電回路部

20 . . . 非常用バッテリ

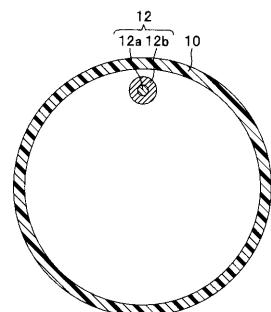
50

- 2 1 . . . 送信アンテナ
 2 2 . . . 変調送信アンプ部
 2 5 . . . 電気基板
 M . . . 磁束

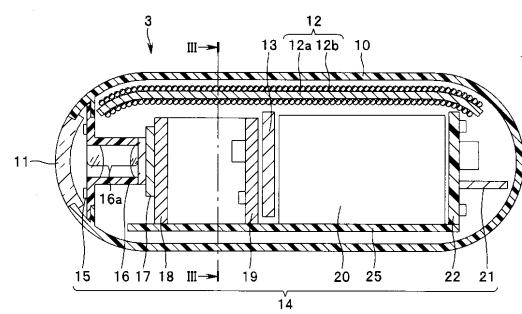
【図 1】



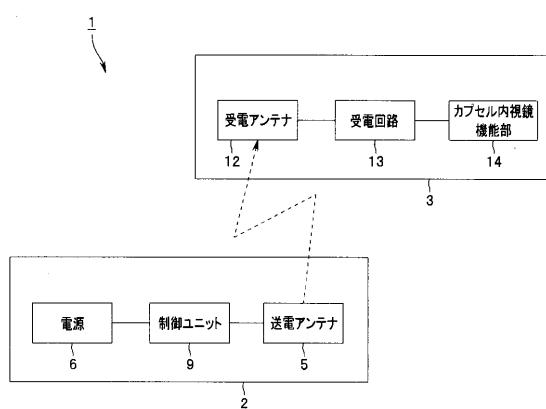
【図 3】



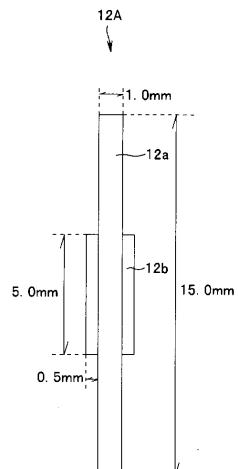
【図 2】



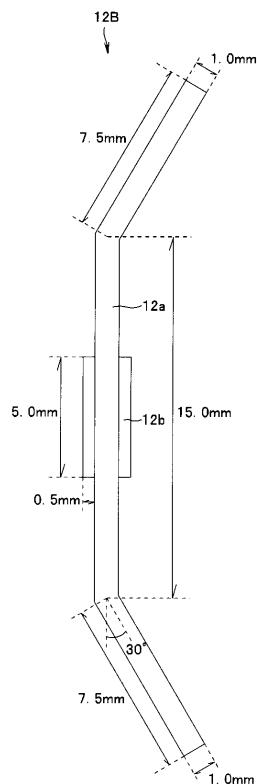
【図 4】



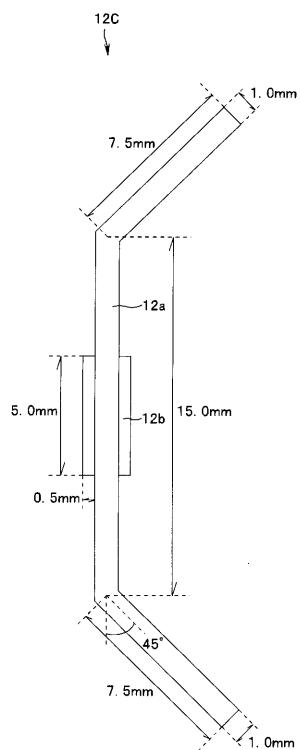
【図5】



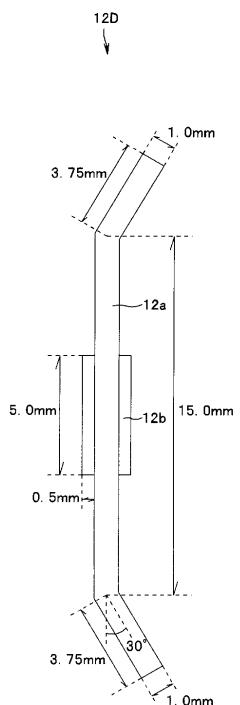
【図6】



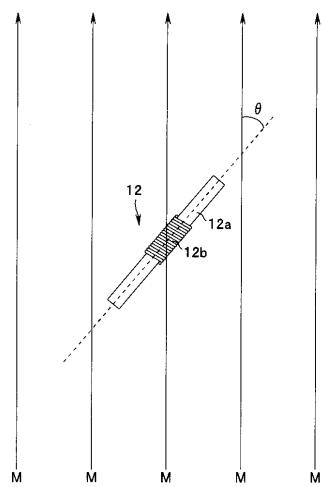
【図7】



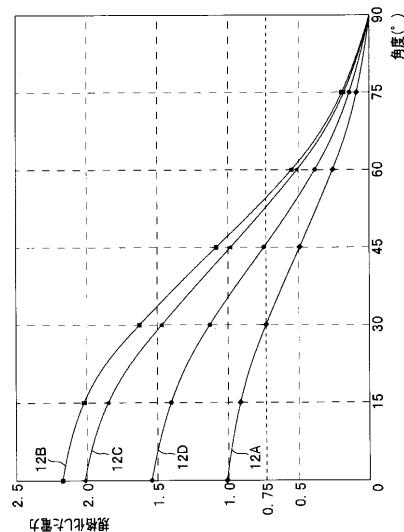
【図8】



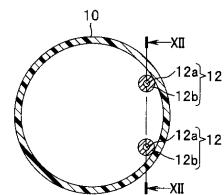
【図 9】



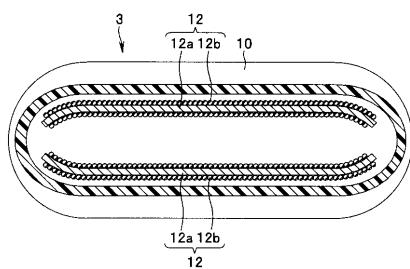
【図 10】



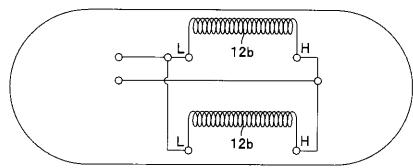
【図 11】



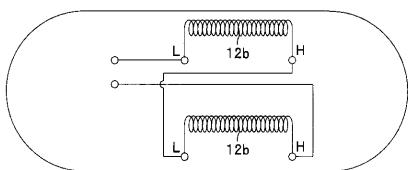
【図 12】



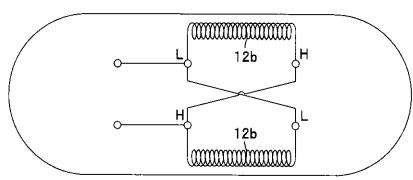
【図 15】



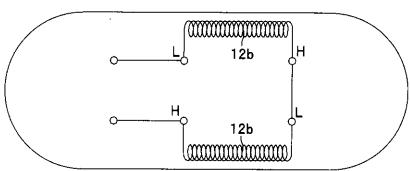
【図 13】



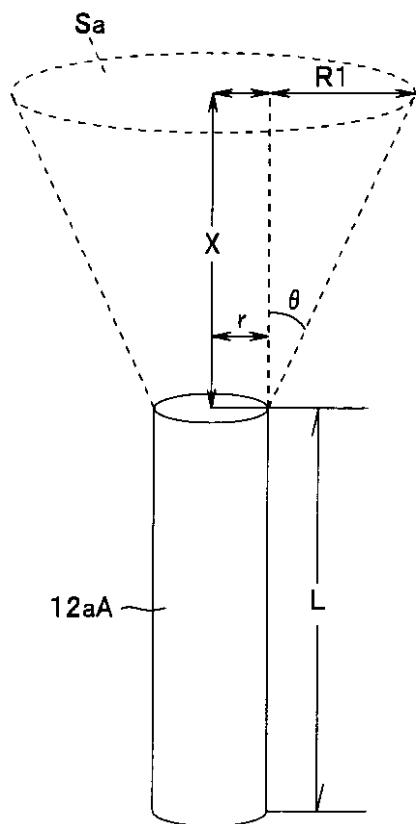
【図 16】



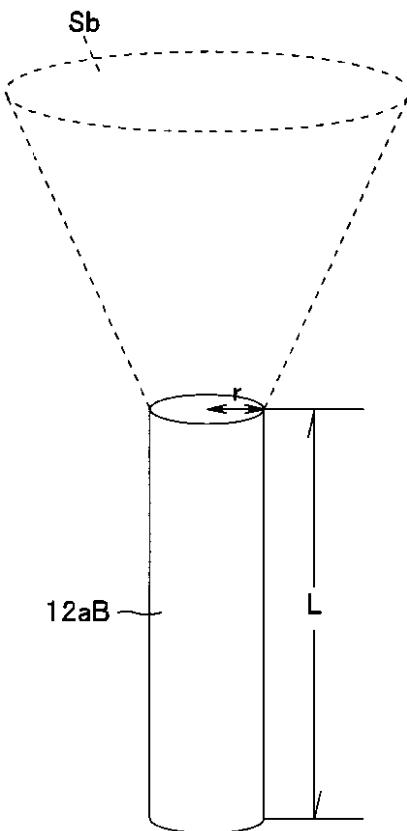
【図 14】



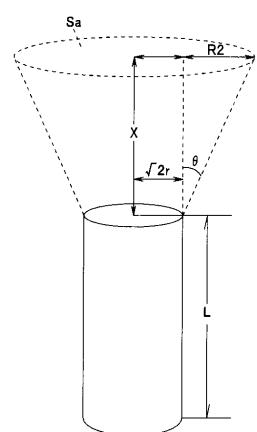
【図 17】



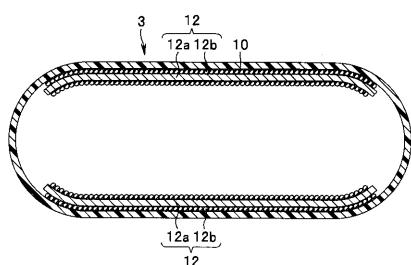
【図 18】



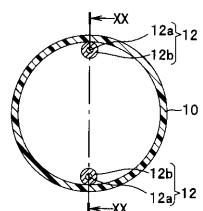
【図 19】



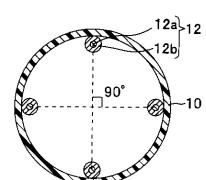
【図 21】



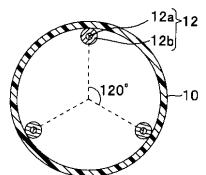
【図 20】



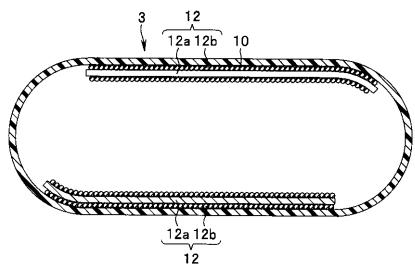
【図 22】



【図 23】



【図2-4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 DD10 JJ06 JJ19 JJ20 NN03 UU06

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 无线供电系统，胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP2008178544A | 公开(公告)日 | 2008-08-07 |
| 申请号 | JP2007014170 | 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 | | |
| [标]发明人 | 堺洋平 吉田直樹 祝迫洋志 | | |
| 发明人 | 堺 洋平 吉田 直樹 祝迫 洋志 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B5/07 | | |
| CPC分类号 | A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/041 A61B5/073 A61B2560/0219 A61N1/3787 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J17/00.B H02J50/12 H02J50/40 | | |
| F-TERM分类号 | 4C038/CC03 4C038/CC09 4C038/CC10 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ06 4C061/JJ19 4C061/JJ20 4C061/NN03 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/JJ06 4C161/JJ19 4C161/JJ20 4C161/NN03 4C161/UU06 | | |
| 代理人(译) | 伊藤 进 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：在不增大胶囊型内窥镜自身的情况下，通过提高适用于胶囊型内窥镜的无线供电系统的受电效率，通过传统的发送功率来产生驱动功率并通过无线方式供电。为了节省系统能源并使胶囊内窥镜小型化。根据本发明，一种电力传输系统(2)包括：电力传输天线(5)，其从电源(6)无线地传输电力；以及电力接收线圈(12b)，该电力接收线圈(12b)在大致杆状芯(12a)的外周上，用于接收所传输的电力。缠绕受电天线12，并且使受电天线的芯倾斜，使得至少一个端部区域相对于线性区域具有预定角度。[选择图]图2

