

(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2010-115363

(P2010-115363A)

(43) 公開日 平成22年5月27日(2010.5.27)

(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 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	
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 11 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-291210 (P2008-291210)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成20年11月13日 (2008.11.13)		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	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	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	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

最終頁に続く

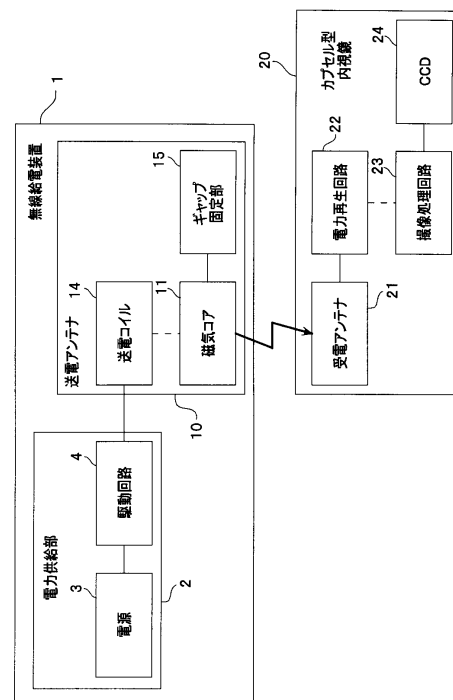
(54) 【発明の名称】 無線給電装置

(57) 【要約】

【課題】被検者5の内部に導入されて被検者5の体内情報を取得するカプセル型内視鏡20に対して、被検者5の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電装置1を提供する。

【解決手段】磁界を発生する送電コイル14と、送電コイル14が巻回され、ギャップ部からの磁界をカプセル型内視鏡20に印加するギャップ長Gが可変の可撓性部を有する磁気コア11と、送電コイル14に電力を供給する電力供給部2とを有する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の体内に導入されるカプセル型医療装置に無線給電する無線給電装置であって、
磁界を発生するコイルと、

前記コイルが巻回され、ギャップ部からの前記磁界を前記カプセル型医療装置に印加する
ギャップ長が可変の可撓性部を有する磁気コアと、

前記コイルに電力を供給する電力供給部とを有することを特徴とする無線給電装置。

【請求項 2】

前記可撓性部が、複数の可撓性を有する磁性体が、互いに他の湾曲を妨げないように一
体化されていることを特徴とする請求項 1 に記載の無線給電装置。

10

【請求項 3】

前記磁性体が磁性薄板であり、前記磁気コアが複数の前記磁性薄板を絶縁体を介して積
層していることを特徴とする請求項 2 に記載の無線給電装置。

【請求項 4】

前記磁性体が磁性線であり、前記磁気コアが複数の前記磁性線を絶縁体を介して束ねら
れていることを特徴とする請求項 2 に記載の無線給電装置。

【請求項 5】

前記複数の可撓性を有する磁性体が、可撓性を有する収納容器に収納されていることを
特徴とする請求項 2 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

【請求項 6】

前記ギャップ長が、前記被検者の体型または姿勢の少なくともいずれかに応じて調整さ
れることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

20

【請求項 7】

前記磁気コアの前記ギャップ長を固定するギャップ長固定部を有することを特徴とする
請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

【請求項 8】

前記磁気コアおよび前記コイルを有する送電アンテナが、前記被検者が着用する着衣に
配設されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の無線給電
装置。

【請求項 9】

前記磁気コアおよび前記コイルを有する送電アンテナを、複数組有することを特徴とす
る請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

30

【請求項 10】

前記磁気コアの前記ギャップ部の端面が磁路直交面に対して傾斜を有し、前記磁気コア
の磁路外周部の前記ギャップ長が、磁路内周部の前記ギャップ長よりも長いことを特徴と
する請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

【請求項 11】

前記カプセル型医療装置が、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 から請
求項 10 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療装置、例えば飲み込み型のカプセル型
内視鏡に、被検体の外部から電力を供給する無線給電装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野では、撮像機能と無線機能とが装備されたカプセル型内視鏡が登場
している。このカプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体である被検者に飲み込
まれた後、被検者から自然排出されるまでの間、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運
動に伴って移動し、撮像機能を用いて臓器の内部を順次撮像する構成である。

50

【0003】

また、これら臓器内を移動する間にカプセル型内視鏡によって被検者内で撮像された画像データは、順次無線通信などの無線機能により、被検体の外部に設けられた外部装置に送信され、メモリに蓄積される。被検者がこの無線機能とメモリ機能を備えた外部装置を携帯することにより、被検者は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの観察期間、不自由を被ることなく行動が可能になる。カプセル型内視鏡による観察後は、医者によって、外部装置のメモリに蓄積された画像データに基づいて、臓器の画像をディスプレイなどに表示させて診断を行うことができる。

【0004】

特表2004-528890号公報にはカプセル型内視鏡を初めとするカプセル型医療装置に被検体の外部から電力を供給する無線給電装置が開示されている。すなわち、図1に示すカプセル型医療装置に配設されたエネルギー受容ユニット122は、受電コイルである3軸コイルアセンブル121を有している。そして図2に示すように、被検者105の体内のカプセル型医療装置120に対して、AC誘導コイル110Cと磁気コア111とを介してギャップ部110Gから変動磁界112を印加している。

10

【0005】

磁気コアのギャップ部内のカプセル型医療装置に磁界を印加する無線給電装置は給電効率が高いが、磁気コアのギャップ部内に被検者を配置することが容易ではないことがあった。

【特許文献1】特表2004-528890号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療装置に対して、被検体の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電装置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】

【0007】

本発明の無線給電装置は、被検者の体内に導入されるカプセル型医療装置に無線給電する無線給電装置であって、磁界を発生するコイルと、前記コイルが巻回されギャップ部からの前記磁界を前記カプセル型医療装置に印加するギャップ長が可変の可撓性部を有する磁気コアと、前記コイルに電力を供給する電力供給部と、を有することを特徴とする無線給電装置である。

30

【発明の効果】

【0008】

本発明は、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療装置に対して、被検体の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電装置を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

40

<第1の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第1の実施の形態の無線給電装置1について説明する。

図3は、本実施の形態にかかる無線給電装置を有する無線給電システムの構成を示す構成図である。図3に示すように、本実施の形態の無線給電装置1は、電源3および駆動回路4を有する電力供給部2と、磁気コア11に巻回された送電コイル14を有する送電アンテナ10とを有する。電源3からの直流電流は駆動回路4で駆動用の高周波電流に変換される。

【0010】

交流電流が印加された送電コイル14は、磁気コア11の磁路に交流磁界を印加する。

50

そして磁気コア 11 のギャップ部 (図 4 等参照) に配置されたカプセル型内視鏡 20 の受電アンテナ 21 には交流磁界による誘導起電力が発生する。受電アンテナ 21 で受電された電流は電力再生回路 22 において整流され、撮像処理回路 23 および撮像素子である CCD 24 等の駆動電力として使用される。受電コイルの受電コイル (不図示) は、例えば、導電線を巻回した所定のターン数のソレノイド型コイルであり、細長いカプセル型筐体の胴部内に、コイルの軸がカプセルの長手方向となるように配設されている

すなわち、カプセル型内視鏡 20 は、被検者の体腔内に導入可能な細長いカプセル型筐体内に内蔵されている前端方向の撮影が可能な撮像光学系を備えるカプセル型内視鏡である。カプセル型内視鏡 20 は、被検者の口腔から体内に飲み込み可能な大きさのものであり、略半球状で透明性あるいは透光性を有する先端カバーと、可視光が不透過な有色材質からなる一端部が略半球状筒形状の胴部カバーとを弾性的に嵌合させることで、内部を液密に封止するカプセル型筐体を形成している。そしてカプセル型筐体内には、照明光を出射する LED などの照明部と、照明光による反射光を受光して体腔内撮像部位を撮像する CCD 24 や CMOS などの撮像素子と、この撮像素子に被写体の像を結像させる結像レンズとを備え、撮像した画像を体外に無線で送信する情報伝達部等も有している。

【0011】

なお、後述するように磁気コア 11 はギャップ長が可変であるため、送電アンテナ 10 は、所定のギャップ長に固定するためのギャップ固定部 15 を有している。

【0012】

次に、図 4 は第 1 の実施の形態の無線給電装置の磁気コアの構造を説明するための斜めから見た模式図であり、図 5 は第 1 の実施の形態の無線給電装置の磁気コアの構造を説明するための横から見た模式図である。

【0013】

図 4 に示すように本実施の形態の無線給電装置 1 の送電アンテナ 10 の磁気コア 11 は、細長い矩形の磁性薄板 10M が、絶縁体 10I を介して積層されている。なお、図 4 等では図示を容易にするために磁性薄板 10M の厚さに対して絶縁体 10I の厚さを厚く表示しているが、体積当たりの飽和磁束密度を高く維持するために、絶縁体 10I の厚さは所定の絶縁性が確保できる範囲で薄い程、好ましい。

【0014】

磁性薄板 10M を構成する磁性体の材料としては、公知の高飽和磁束密度軟磁性材料、例えば、パーマロイ等の結晶金属合金、Fe 系アモルファス合金、または鉄等を用いることが好ましく、バルク材の圧延加工処理、電気めっき法、真空成膜法等の公知の方法により作成され、また、異なる種類の磁性体を複合して用いてもよい。しかし比較的低飽和磁束密度の酸化物磁性体、例えばフェライト、と異なり前記の高飽和磁束密度磁性体は導電性を有する。導電性磁性体に交流磁界が印加されると渦電流が発生し、いわゆる渦損によるエネルギー送電効率の低下のおそれがある。しかし、磁性薄板 10M は磁性体を薄い平板状とし、かつ、隣り合う磁性薄板 10M との間は絶縁体 10I により絶縁されているため、渦電流が流れにくい。このため、本実施の形態の無線給電装置 1 は送電効率が高い。

【0015】

そして、図 5 に示すように、送電コイル 14 が発生した磁界は磁気コア 11 のギャップ部 10G を介して、漏れ磁界としてベッド 6 に横たわる被検者 5 の体内に印加される。ここで、磁気コア 11 のギャップ長 G は長いほど、磁界 12 は周囲の空間により大きく広がるが、磁界強度は弱くなり送電効率が低下する。

【0016】

本実施の形態の無線給電装置 1 では、磁気コア 11 の少なくとも一部が可撓性の可撓性を有しギャップ長が可変である。すなわち、磁気コア 11 の少なくとも一部の可撓性を構成する磁性薄板 10M は薄い平板状であるため可撓性を有する。絶縁体 10I は例えば樹脂、または薄層の酸化物等であるため可撓性を有する。絶縁体 10I としては樹脂中に磁性粉を分散させた磁性塗料や、磁性体の周囲を酸化させた酸化物層であってもよい。そして磁性薄板 10M は互いに他の湾曲を妨げないように一体化されている。

【0017】

このため、図6および図7に示すように、無線給電装置1では被検者5の体型または姿勢の少なくともいずれかに応じて磁気コア11のギャップ長を最適に調整することができる。図6および図7は本実施の形態の無線給電装置における磁気コアのギャップ長の調整を説明するための横から見た模式図である。

【0018】

すなわち、本実施の形態の無線給電装置1では、図6に示すように小柄な被検者5Aの場合には、磁気コア11の可撓性を有する可撓性部11W1および11W2を曲げることにより、ギャップ長をG1と短く調整することができる。図7に示すように反対に大柄な被検者5Bの場合はギャップ長をG2と長く調整することができる。また、被検者5の体位が側臥位の場合に、仰臥位または腹臥位の場合よりもギャップ長を長く調整することができる。ギャップ固定部15は調整されたギャップ長を固定するために使用される。

【0019】

本実施の形態の無線給電装置1は被検者5の体型または姿勢の少なくともいずれかに応じてギャップ長Gが調整できるために送電効率が高い。また、被検者5が長いギャップ長の状態の磁気コアのギャップ部内に入ってから、ギャップ長Gが調整できるために、作業性がよい。

【0020】

次に図8および図9は本実施の形態の一例の磁気コアの可撓性部の断面構造を説明するための模式図である。図8は絶縁体10I1を介して積層された磁性薄板10M1が可撓性を有する収納容器16Aに収納されている磁気コア11Aを示している。図9は外周部に絶縁体10I2が形成された磁性線10M2が可撓性を有する収納容器16Bに収納されている磁気コア11Bを示している。

【0021】

磁気コア11Aおよび磁気コア11Bは、いずれも複数の可撓性を有する磁性体が、互いに他の湾曲を妨げないように一体化されている。このため、磁気コア11Aおよび磁気コア11Bは、可撓性を有しギャップ長が可変である。なお、磁気コアとしては、図8および図9に例示した形状等に限られるものではなく、断面が矩形もしくは楕円径の磁性線を有する磁気コア、または断面が円形の収納容器に収納されている磁気コア等も用いることができる。

【0022】

以上の説明のように、本実施の形態の無線給電装置1は、被検者5の体内に導入されるカプセル型内視鏡20に無線給電する無線給電装置であって、磁界を発生する送電コイル14と、送電コイル14が巻回され、ギャップ部Gからの磁界をカプセル型内視鏡20に印加するギャップ長が可変の可撓性部11W1および11W2を有する磁気コア11と、送電コイル14に交流電力を供給する電力供給部2とを有する。このため、本実施の形態の無線給電装置1は、安定した効率的な電力供給をすることができる。

【0023】

なお、上記説明では磁気コア11の一部である2つの可撓性部11W1および11W2が可撓性を有する磁気コア11について説明したが、可撓性部11W1または11W2を有する磁気コアでもよいし、もちろん磁気コアの磁路全長に渡って可撓性を有する磁気コアであってもよい。磁気コアの磁路全長に渡って可撓性を有する磁気コアを有する無線給電装置1は渦電流低減効果が特に高く、効率的な電力供給ができる。また、磁気コアの磁束が集中するギャップ部近傍のみ、単位体積当たりの飽和磁束密度を高くするために可撓性を有していない非可撓性部としてもよい。

【0024】

<第2の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第2の実施の形態の無線給電装置1Bについて説明する。本実施の形態の無線給電装置1Bは第1の実施の形態の無線給電装置1と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0025】

図10および図11は、本実施の形態にかかる無線給電装置を有する無線給電システムの使用状態を説明するための説明図であり、図10(A)は本実施の形態にかかる無線給電装置の送電アンテナが配設された着衣であるベストを着用した被検者の外観を示しており、図10(B)および図11は図10(A)のX-B、X-B線での断面構造を示している。

【0026】

図10(A)および図10(B)に示すように、本実施の形態にかかる無線給電装置1Bは、可撓性を有する2つの磁気コア11C、11Dと、それぞれの磁気コアに巻回された送電コイル14A、14Bとを有する2つの送電アンテナ10Aと10Bとを有している。磁気コア11Cと11Dのギャップ部10G1と10G2は互いに対向配置されている。そして、送電コイル14Aと14Bとは、磁気コア11Cと11Dとの略全長に渡って巻回されている。

【0027】

送電コイル14Aと14Bとは、一端同士が接続されているため、駆動回路4から同じ電流が印加され同期して駆動される。このため、図10(B)に示すように、磁界12はギャップ部10G1と10G2との間を集中して流れる。このため無線給電装置1Bは、カプセル型内視鏡20に効率的に給電することができる。さらに無線給電装置1Bでは、被検者5の外側に向かって流れる磁界12がほとんど存在せず、狭い空間内で閉磁路を形成している。このため無線給電装置1Bでは周囲の他の医療機器に影響を及ぼすことも周囲の磁性体との干渉の影響もない。

【0028】

そして、2つの磁気コア11Cおよび11Dは可撓性を有するため、送電アンテナ10Aおよび10Bも可撓性を有し、図11に示すように、被検者5はベスト13の着脱が容易である。

【0029】

さらに図10(B)および図11に示すように、2つの磁気コア11Cおよび11Dはギャップ部の端面、例えば、10Eが磁路直交面に対して傾斜を有し、磁路外周部のギャップ長G4が、磁路内周部のギャップ長G3よりも長いため、より磁界を所望の範囲に集中することができる。このため、無線給電装置1Bは給電効率がよい。

【0030】

以上の説明のように、本実施の形態の無線給電装置1Bでは送電アンテナ10Aおよび10Bが被検者5が着用するベスト13に配設されている。また、本実施の形態の無線給電装置1Bでは送電アンテナを複数組有する。さらに、本実施の形態の無線給電装置1Bでは磁気コアのギャップ部の端面が磁路直交面に対して傾斜を有し、磁気コアの磁路外周部のギャップ長が、磁路内周部の前記ギャップ長よりも長い。

【0031】

なお、既に説明した第1の実施の形態の無線給電装置1においても、第2の実施の形態の無線給電装置1Bと同様に、送電アンテナを複数組有していてもよいし、磁気コアのギャップ部の端面が磁路直交面に対して傾斜を有し、磁気コアの磁路外周部のギャップ長が、磁路内周部の前記ギャップ長よりも長くてもよい。かかる無線給電装置1はさらに給電効率がよい。

【0032】

<第2の実施の形態の変形例>

以下、図面を参照して本発明の第2の実施の形態の変形例の無線給電装置1Cおよび1Dについて説明する。

【0033】

図12は本発明の第2の実施の形態の変形例1の無線給電装置の送電アンテナを有するベストを着用した被検者を示しており、図12(A)は正面から見た図であり、図12(B)は背面から見た図である。図13は本発明の第2の実施の形態の変形例2の無線給電

装置の送電アンテナを有するベストを着用した被検者を示しており、図 12 (A) は正面から見た図であり、図 12 (B) は図 12 (A) の V I I I - B、V I I I - B 線の断面構造を示す図である。

【0034】

図 12 に示す変形例 1 の無線給電装置 1 C は、4 組の送電アンテナ 10 C ~ 10 F が配設されたベスト 13 C を有している。2 組の送電アンテナ 10 C および 10 D は、ギャップ部 10 G 3 および 10 G 5 で対向しており、2 組の送電アンテナ 10 E および 10 F は、ギャップ部 10 G 4 および 10 G 6 で対向している。

【0035】

変形例 1 の無線給電装置 1 C は、第 2 の実施の形態の無線給電装置 1 B と同様の効果を有し、特に、4 組の送電アンテナ 10 C ~ 10 F は、水平で端部が正面または背面を向いているカプセル型内視鏡 20 に効率的に給電することができる。

【0036】

次に、図 13 に示す変形例 2 の無線給電装置 1 D は、2 組の送電アンテナ 10 H および 10 I が配設されたベスト 13 D を有している。2 組の送電アンテナ 10 H および 10 I、ギャップ部 10 G 7 および 10 G 8 で対向している。

【0037】

変形例 2 の無線給電装置 1 D は、第 2 の実施の形態の無線給電装置 1 B と同様の効果を有し、特に、水平で端部が横方向を向いているカプセル型内視鏡 20 に効率的に給電することができる。

【0038】

また、本発明の無線給電装置としては、本発明の第 2 の実施の形態の無線給電装置 1 B の送電アンテナ 10 A および 10 B と、第 2 の実施の形態の変形例 1 の無線給電装置 1 C の送電アンテナ 10 C ~ 10 F と、第 2 の実施の形態の変形例 2 の無線給電装置 1 D の送電アンテナ 10 H および 10 I とを全て有する無線給電装置であってもよい。

【0039】

なお、上記説明は、カプセル型内視鏡を例に説明したが、本発明の無線給電装置は、カプセル型内視鏡への無線給電に限られるものではなく、消化液採取用カプセル型医療装置、嚥下型の pH センサ、またはドラッグデリバリーシステムのような各種カプセル型医療装置に適用可能である。

【0040】

本発明は、上述した実施の形態または変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図 1】公知のカプセル型医療装置のエネルギー受容ユニットである

【図 2】公知の無線給電装置を説明するための模式図である。

【図 3】第 1 の実施の形態にかかる無線給電装置を有する無線給電システムの概要を示す概要図である。

【図 4】第 1 の実施の形態の無線給電装置の磁気コアの構造を説明するための斜めから見た模式図である。

【図 5】第 1 の実施の形態の無線給電装置の磁気コアの構造を説明するための横から見た模式図である。

【図 6】第 1 の実施の形態の無線給電装置における磁気コアのギャップ長の調整を説明するための横から見た模式図である。

【図 7】第 1 の実施の形態の無線給電装置における磁気コアのギャップ長の調整を説明するための横から見た模式図である。

【図 8】第 1 の実施の形態の磁気コアの可撓性部の断面構造を説明するための模式図である。

【図 9】第 1 の実施の形態の磁気コアの可撓性部の断面構造を説明するための模式図であ

10

20

30

40

50

る。

【図 1 0】第 2 の実施の形態の無線給電装置を有する無線給電システムの使用状態を説明するための説明図である。

【図 1 1】第 2 の実施の形態の無線給電装置を有する無線給電システムの使用状態を説明するための説明図である。

【図 1 2】第 2 の実施の形態の変形例 1 の無線給電装置の送電アンテナを有するベストを着用した被検者を示した説明図である。

【図 1 3】第 2 の実施の形態の変形例 1 の無線給電装置の送電アンテナを有するベストを着用した被検者を示した説明図である。

【符号の説明】

10

【0 0 4 2】

1、1 B、1 C、1 D…無線給電装置

2…電力供給部

3…電源

4…駆動回路

5、5 A、5 B…被検者

6…ベッド

1 0、1 0 A～1 0 F、1 0 I…送電アンテナ

1 0 G 1～1 0 G 8…ギャップ部

1 0 I、1 0 I 1、1 0 I 2…絶縁体

20

1 0 M、1 0 M 1…磁性薄板

1 0 M 2…磁性線

1 1、1 1 A～1 1 C…磁気コア

1 1 W 1、1 1 W 2…可撓性部

1 2…磁界

1 3、1 3 C、1 3 D…ベスト

1 4、1 4 A、1 4 B…送電コイル

1 5…ギャップ固定部

1 6 A、1 6 B…収納容器

2 0…カプセル型内視鏡

30

2 1…受電アンテナ

2 2…電力再生回路

2 3…撮像処理回路

1 0 5…被検者

1 1 0 C…誘導コイル

1 1 0 G…ギャップ部

1 1 1…磁気コア

1 1 2…変動磁界

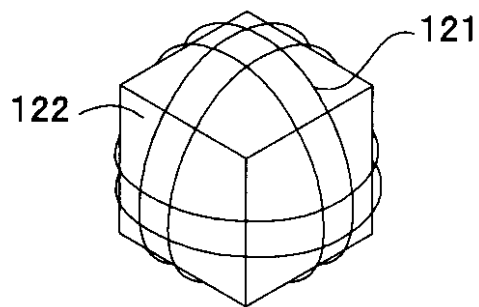
1 2 0…カプセル型医療装置

1 2 1…軸コイルアセンブル

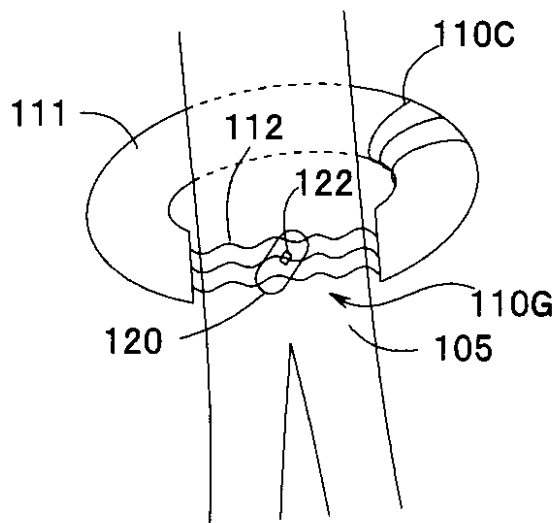
40

1 2 2…エネルギー受容ユニット

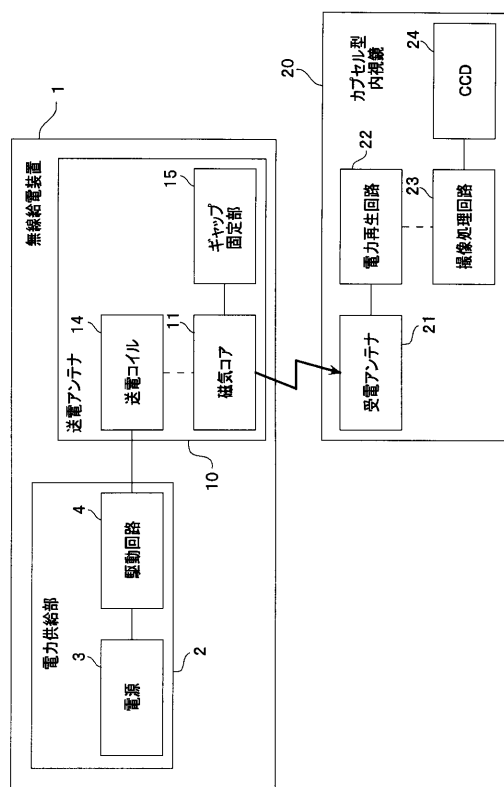
【図 1】



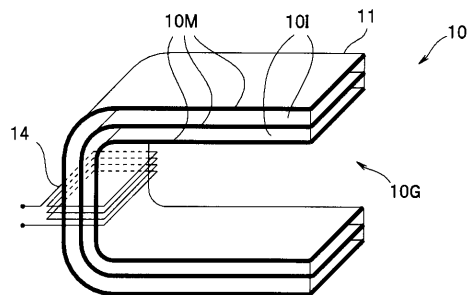
【図 2】



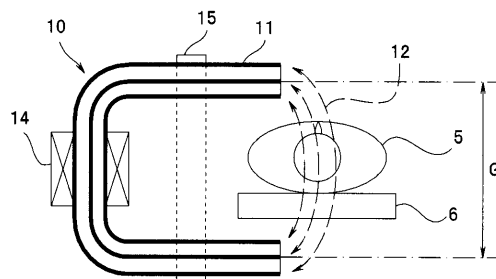
【図 3】



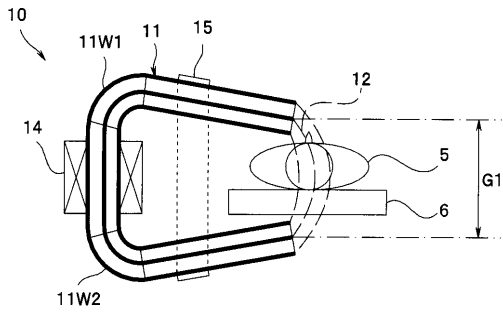
【図 4】



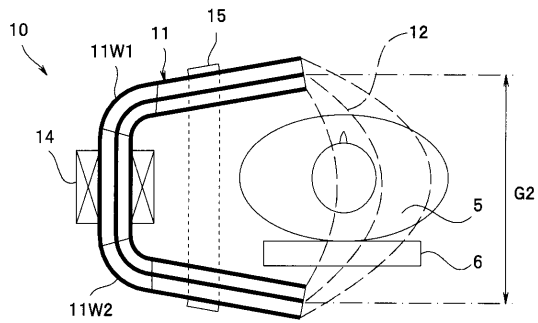
【図 5】



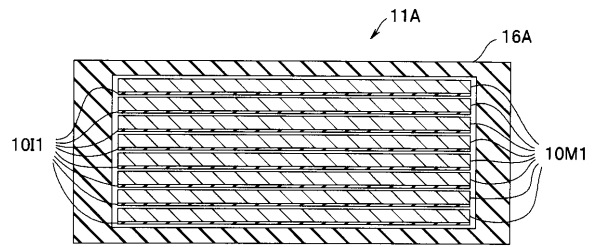
【図 6】



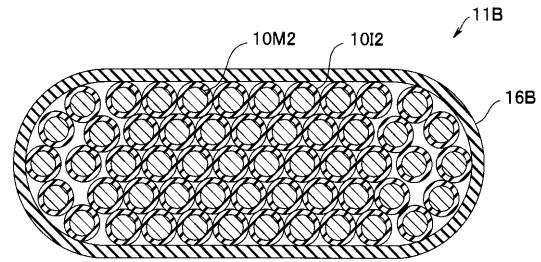
【図 7】



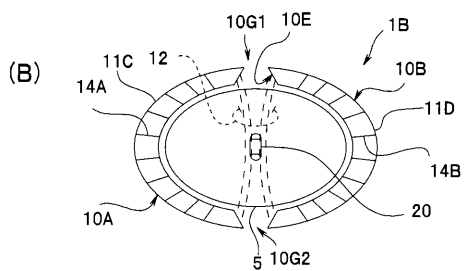
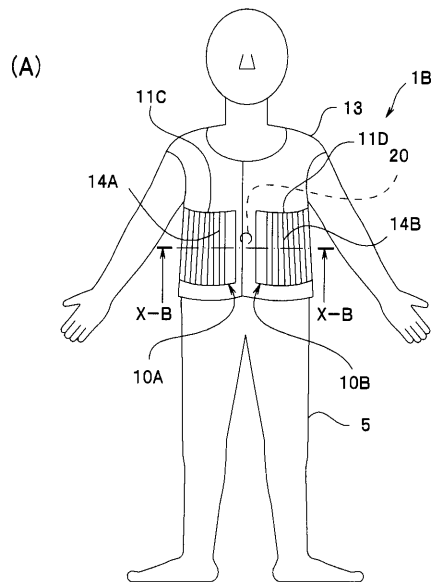
【図 8】



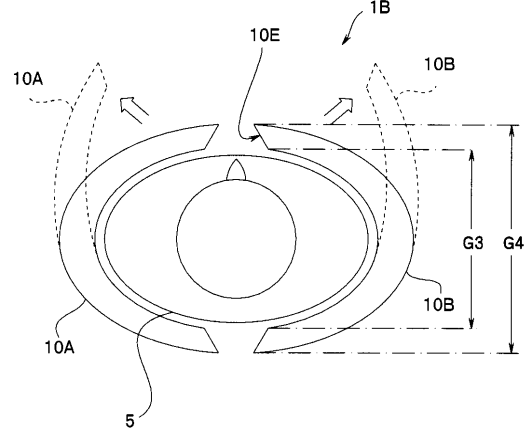
【図 9】



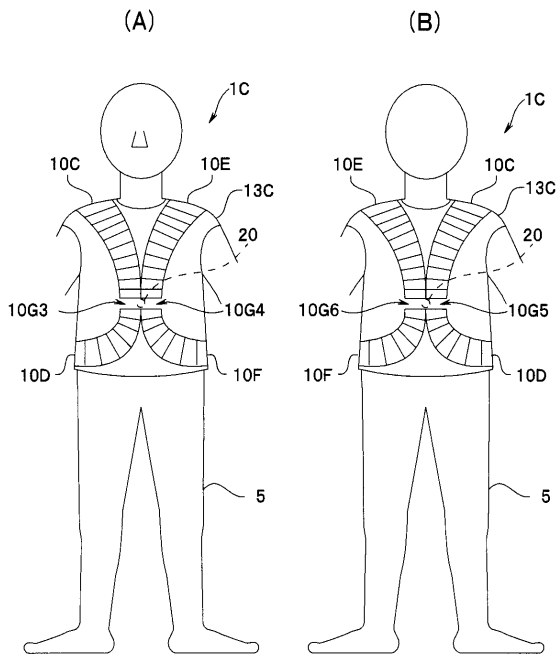
【図 10】



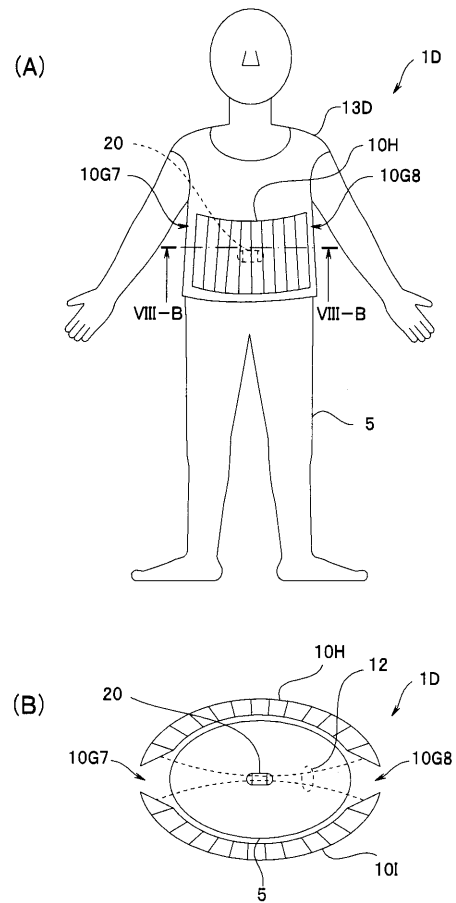
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 憲

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC09

4C061 FF41 GG11 HH60 JJ17 JJ20 NN10

专利名称(译)	无线供电装置		
公开(公告)号	JP2010115363A	公开(公告)日	2010-05-27
申请号	JP2008291210	申请日	2008-11-13
[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 祝迫洋志 宫原秀治 佐藤憲		
发明人	吉田 直樹 祝迫 洋志 宫原 秀治 佐藤 憲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B1/04 H02J17/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/04.362.J H02J17/00.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.650 A61B1/00.680 A61B1/00.683 H02J50/10 H02J50/40		
F-TERM分类号	4C038/CC09 4C061/FF41 4C061/GG11 4C061/HH60 4C061/JJ17 4C061/JJ20 4C061/NN10 4C161/DD07 4C161/FF41 4C161/GG11 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ17 4C161/JJ20 4C161/NN10		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供无线电力馈送器1，用于稳定且有效地从对象5的外部向引入到对象5中的胶囊型内窥镜20供电，以获得对象5体内的信息。
 解决方案：无线电馈电装置包括：用于产生磁场的电力传输线圈14;驱动电力传输线圈14缠绕的磁芯11，其具有间隙长度G可变的柔性部分，用于将间隙部分的磁场施加到胶囊型内窥镜20;电源部分2用于向电力传输线圈14供电

