

(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2009-125100

(P2009-125100A)

(43) 公開日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(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
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 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-299888 (P2007-299888)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成19年11月19日 (2007.11.19)		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	堺 洋平
			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
		(72) 発明者	塩谷 浩一
			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
		(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 CC03 CC07 CC08 CC09
			最終頁に続く

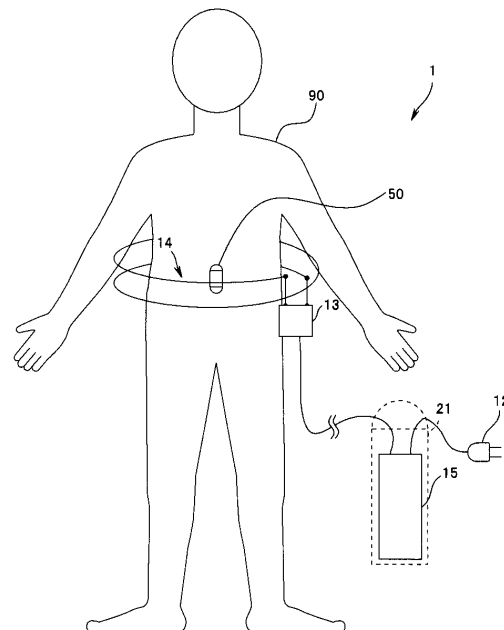
(54) 【発明の名称】 無線給電システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検者の内部に導入されて被検者内情報を取得するカプセル型内視鏡に対して、被検者の外部から効率的な電力供給をする無線給電システムを提供する。

【解決手段】送電コイル14を共振駆動する交流電流を印加するドライバ13が、被検者90を被覆する着衣15に配設され、バッテリーが着衣15の外部に配設されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の内部に導入されて前記被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検体の外部から送電コイルを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記送電コイルを共振駆動する交流電流を印加するドライバが、前記被検体を被覆する着衣に配設され、

前記交流電流に変換される直流電流の電源が、前記着衣の外部に配設されていることを特徴とする無線給電システム。

【請求項 2】

前記送電コイルと LC 共振回路を形成するコンデンサを有し、前記 LC 共振回路を形成する配線が前記被検体を被覆する着衣に配設されていることを特徴とする請求項 1 に記載の無線給電システム。

【請求項 3】

前記直流電流の電源が、被検体が携帯可能な形態の電池であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の無線給電システム。

【請求項 4】

前記カプセル型医療機器が、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 3 のいずれか 1 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】****【0001】**

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療機器、たと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システムに関する。

【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、診断または治療等のために被検体に飲み込まれた後、被検体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。

【0003】

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体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電され、メモリに蓄積される。被検体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、被検体は、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も可能になる。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の表示手段に表示させて診断を行うことができる。

【0004】

この種のカプセル型内視鏡に電力を供給するシステムとしては、たとえば特開 2001 - 231186 号公報に示すものがある。この電力送電システムでは、ラジオカプセル（カプセル型内視鏡に相当）が被検者内に留置される間、被検者外部からラジオカプセルに電力を送電することにより、ラジオカプセルに電力を供給する。このシステムでは、外部装置に電力送電用アンテナを、ラジオカプセル内部に電力受信アンテナをそれぞれ設け、外部装置から送電用アンテナおよび受信用アンテナを介してラジオカプセルに電力を供給して、被検者内に長時間留置されたラジオカプセルの観察動作を可能にしている。

【0005】

ここで、図 6 および図 7 は、特開 2001 - 231186 号公報に開示された電力送電システムを説明するための説明図であり、図 6 はベスト型の体外ユニットの概略外観図であり、図 7 は、体外ユニットの構成を示す構成図である。すなわち、図 6 において、体外ユニット 110 は被検者が装着するベスト型からなっており、被検者に対して正面（図 6

10

20

30

40

50

(A))には、複数の受信アンテナ111を配置した受信アンテナアレイ112、受信モジュール113、体外ユニット110から着脱可能なメモリ114および電源115が設けられている。また、被検者に対して背面の内側(図6(B))には、背面中央部を覆うようにして1個の電力送電アンテナ129が配設されている。

【0006】

また、図7の体外ユニットの構成に示すように、特開2001-231186号公報に開示された電力送電システムの体外ユニットは電力送信アンテナ129から電波を送信してラジオカプセルへの電力供給を行なう機能とラジオカプセルの送信信号を受信し加工して記憶する機能を有している。すなわち、電源115からの電力供給を受けて、電力送信アンブ131で増幅された電波が電力送信アンテナ129を介して体内のラジオカプセルへ送信される。また、体内のラジオカプセルから送信された信号は、被検者の着用している体外ユニットに設けられた受信アンテナアレイ112にて受信され、レシーバ116を介して復調回路117と位置特定手段119に出力される。復調回路117は入力した信号を復調して情報圧縮回路118に出力する。受信アンテナ111の受信状態はメモリ114に書き込まれ、位置特定手段119は、現在の受信状態及び現在までの受信履歴等からその送信位置を特定する。この位置情報はマイコン120に送られ、RTC(Real Time Clock)121の時刻情報とともに情報圧縮回路118に送られる。情報圧縮回路118に送られ、互いに関連付けされた生体情報、位置情報、時刻情報を含む生体情報信号は圧縮され、メモリ114に記憶される。

【0007】

さらに、特開2001-231186号公報には、ベスト上には受信アンテナアレイ112と電力送電アンテナ129のみ設け、他の構成物を受信アンテナアレイ112または電力送電アンテナ129と有線接続して携帯可能な別ユニット、例えばベルトポーチ型やショルダーバッグ型として被検者に携帯させれば、ベストの重量が軽くなり被検者の行動を楽にすることができることが開示されている。

【0008】

しかし、特開2001-231186号公報には、電力送電アンテナ129と他の構成物、例えば、電力送信アンブ31との接続配線については、単に有線接続と記載されているだけで、具体的には何ら記載されていない。

【0009】

本発明の発明者は、電力送電アンテナに電力を供給するドライバの配設位置等が、無線給電システムの給電効率に極めて大きな影響を及ぼすことを見だし、本発明の完成に至った。

【特許文献1】特開2001-231186号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

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機器に対して、被検体の外部から効率的な電力供給をする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】

【0011】

上記目的を達成すべく、本発明の無線給電システムは、被検体の内部に導入されて前記被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検体の外部から送電コイルを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記送電コイルを駆動する交流電流を印加するドライバが、前記被検体を被覆する着衣に配設され、前記交流電流に変換される直流電流の電源が、前記着衣の外部に配設されている。

【発明の効果】

【0012】

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機器に対

10

20

30

40

50

して、被検体の外部から効率的な電力供給をする無線給電システム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】

【0013】

< 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システム1について説明する。

図1は、本実施の形態にかかる無線給電システム1の全体の概要を示す概要図であり、図2は、カプセル型内視鏡50の構造の概要を説明するための側面図である。図1に示すように、無線給電システム1は、着衣（不図示）に配設された被検体である被検者90の外部の送電アンテナである送電コイル14に、やはり着衣に配設されたドライバ13から共振駆動のための交流電流を印加することで、被検者90の内部に導入されたカプセル型医療機器であるカプセル型内視鏡50に、電磁誘導により電力を供給する。そして、直流電流の電源11は、着衣の外部のショルダーバッグ21等に配設されている。

【0014】

無線給電システム1は、重量物である直流電流の電源11が、着衣に配設されていないため、無線給電システム1は被検者90の身体的負担が軽い。

【0015】

次に、図2および図3を用いて、カプセル型内視鏡50について説明する。図2は、カプセル型内視鏡50の構造の概要を説明するための側面図であり、図3は、カプセル型内視鏡50の構成を説明するための説明図である。

【0016】

すなわち、図2に示すように、カプセル型内視鏡50は、被検者90の体腔内に導入可能な細長いカプセル型筐体51内に内蔵されている一端方向の撮影が可能な撮像部52とを備える単眼型のカプセル型内視鏡である。カプセル型内視鏡50は、被検者90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51aと、可視光が不透過な有色材質からなる一端が半球状の筒形状の胴部カバー51c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51を形成している。

【0017】

カプセル型筐体51内には、撮像部52、制御部53、RF送信部54、受電部55および電力を受電する受電コイル56およびRF送信コイル56B（図3参照）等が内蔵されている。

【0018】

撮像部52は、カプセル型筐体51内にあって、体腔内撮像部位を先端カバー51a部分を介して照明するための照明光を出射するLEDなどの照明部58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やCMOSなどの撮像素子59と、この撮像素子59に被写体の像を結像させる結像レンズ57とを備え、先端カバー51a側なる前端部方向の撮影が可能とされている。なお、受電部55は受電した電力を一時的に貯蔵しておく二次電池を有していてもよい。

【0019】

受電コイル56は、導電線を巻回した所定のターン数のスパイラルコイルであり、細長いカプセル型筐体51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。なお、受電コイル56は細長いカプセル型筐体51の一部に巻回されていてもよいし、内部に軟磁性コアを有していてもよいし、あるいはカプセル型筐体51の外側に巻回されていてもよい。送電コイル14により発生した交流磁界が、受電コイル56を鎖交することで、受電コイル56に誘導起電力が発生する。また、カプセル型内視鏡50では、たとえば電力供給用信号に重畳された各種制御信号に基づいて、上述したLEDやCCDなどの駆動を制御し、撮像画像情報はRF送信部54およびRF送信コイル56Bを介して体外に送信される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

そして、図 3 に示すように、受電コイル 5 6 は、コンデンサ 5 7 と共振回路を形成しており、その共振回路は、外部から印加される交流磁界の周波数、すなわち、送電コイル 1 4 とコンデンサ 1 9 とからなる LC 共振回路部 2 0 の共振周波数、で共振するように設定されている。

【 0 0 2 1 】

次に、図 4 を用いて、第 1 の実施の形態の無線給電システム 1 の構成について、詳細に説明する。図 4 に示すように、無線給電システム 1 は、被検者を被覆する着衣 1 5 に配設された LC 共振回路である共振回路部 2 0 およびドライバ 1 3 と、汎用の AC コンセントと接続可能な電源プラグ 1 2 を有する着衣の外部に配設されている直流電源 1 1、発信器 1 7 およびタイミング発生回路 1 8 とから構成されている。発信器 1 7 は、共振周波数の元信号を発信し、タイミング発生回路 1 8 は、元信号に基づき共振周波数の電圧信号を発生する。一方、直流電源 1 1 から供給された直流電流は、ドライバ 1 3 において、タイミング発生回路 1 8 の電圧信号に基づき、駆動用の交流電流に変換される。

10

【 0 0 2 2 】

ドライバ 1 3 からの交流電流は、送電コイル 1 4 およびコンデンサ 1 9 からなる共振回路部 2 0 に印加され、送電コイル 1 4 は交流磁界を発生する。ここで、共振回路部 2 0 とは、送電コイル 1 4 およびコンデンサ 1 9 だけでなく、送電コイル 1 4 とコンデンサ 1 9 の間の配線、ドライバ 1 3 と送電コイル 1 4 の間の配線、およびドライバ 1 3 とコンデンサ 1 9 の間の配線まで含まれている。言い換えれば、共振回路部 2 0 とは送電コイル 1 4

20

【 0 0 2 3 】

ここで、インダクタンス成分 L と容量成分 C を直列に接続した LC 直列である共振回路の共振周波数 f_r 、は以下の式で表される。

【 0 0 2 4 】

$$f_r = 1 / (2 \times \pi \times \sqrt{L \times C}) \quad \cdots (\text{式 1})$$

無線給電システム 1 の共振回路においては、インダクタンス成分 L は、送電コイル 1 4 のインダクタンス成分、容量成分 C はコンデンサ 1 9 の容量が、いずれも支配的である。従って、送電コイル 1 4 を共振駆動するためには、送電コイル 1 4 にインダクタンスに応じた容量のコンデンサ 1 9 を接続すればよいと考えられていた。しかし、共振回路部 2 0 のインダクタンスは、送電コイル 1 4 だけでなく、共振回路部 2 0 の配線の影響も受ける。すなわち、共振回路部 2 0 の配線長が長く、さらには、共振回路配線の引き回し状態の変化によって、共振回路部 2 0 のインダクタンスが変化してしまうことがある。共振回路部 2 0 のインダクタンスが変化すると、共振周波数が変化する。すると、無線給電システム 1 は、送電コイル 1 4 を共振駆動することが困難となり、効率的な給電ができなくなる。

30

【 0 0 2 5 】

これに対して、無線給電システム 1 においては、送電コイル 1 4 を共振駆動する交流電流を印加するドライバ 1 3 が、被検者を被覆する着衣 1 5 に配設されているため、共振回路部 2 0 の配線が短く、かつ配線の引き回し状態が変化しにくい。すなわち、無線給電システム 1 は、被検者 9 0 が観察のために体位を変えたり、あるいは動き回っても、共振回路部 2 0 の配線の変形が小さい。

40

【 0 0 2 6 】

このため、無線給電システム 1 は、共振回路部 2 0 の共振周波数の変化が小さく、カプセル型内視鏡 5 0 に、安定した効率的な電力供給をすることができる。

【 0 0 2 7 】

なお、図 1 では、送電アンテナとしてソレノイド型の送電コイル 1 4 を図示したが、ヘルムホルツ型コイルや、平面巻コイル等の交流磁界を発生することができる送電アンテナであれば、その形態および磁界発生原理は問題とはならず、本実施の形態の無線給電システム 1 に用いることができる。また、着衣 1 5 に配設する送電アンテナの数は 1 個に限ら

50

ず、複数でも良く、例えば、複数の送電アンテナをアレイ状に配設してもよい。この場合には、複数の送電アンテナは、全ての送電アンテナを同時に駆動してもよいし、選択した１個あるいは２個以上の送電アンテナのみを駆動しても良い。例えば、カプセル型医療機器の位置を検出し、複数の送電アンテナの中からカプセル型医療機器に効率的に電力を供給できる送電アンテナを駆動してもよい。

【００２８】

< 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システム２について説明する。本実施の形態の無線給電システム２の基本構成は無線給電システム１と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第１の実施の形態の無線給電システム１と異なる点についてのみ説明する。

10

【００２９】

図５は、本実施の形態の無線給電システム２の構成を示す構成図である。無線給電システム２においては、被検者９０が携帯可能な形態の電池、すなわちバッテリー１６が、直流電流の電源として、ドライバ１１に直流電流を供給する。電池としては、被検者９０が携帯可能な形態の電池であれば特に制限はなく、公知の一次電池、二次電池、電気二重層コンデンサあるいは燃料電池等を用いることができる。

【００３０】

無線給電システム２は、第１の実施の形態の無線給電システム１が有する効果に加えて、被検者９０が携帯可能なバッテリー１６から電力を供給しているため、被検者の行動の制限が更に小さくなる。

20

【００３１】

なお、図４および図５においては、それぞれの送電コイル１４に１個のコンデンサ１９を接続する形態を図示しているが、それぞれの送電コイル１４に接続するコンデンサ１９は複数であってもよい。送電コイル１４に、２つ以上のコンデンサを直列に接続した場合には、個々のコンデンサに電圧を分圧できるため、耐圧の低い小型のコンデンサを用いることができる。また、送電コイル１４に、２つ以上のコンデンサを並列に接続した場合には、個々のコンデンサの容量が加算されるため、容量の小さな小型のコンデンサを用いることができる。

【００３２】

30

なお、上記説明は、カプセル型内視鏡を例に説明したが、本発明の無線給電システムは、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、消化液あるいは組織採取用カプセル型医療機器、ｐＨセンサ、温度センサまたはドラックデリバリーのような各種カプセル型医療機器に適用可能である。

【００３３】

本発明は、上述した実施の形態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】

【００３４】

40

【図１】第１の実施の形態にかかる無線給電システムの全体概要を示す概要図である

【図２】第１の実施の形態にかかる無線給電システムのカプセル型内視鏡の構造の概要を説明するための側面図である。

【図３】第１の実施の形態にかかる無線給電システムのカプセル型内視鏡の構成を説明するための説明図である。

【図４】第１の実施の形態にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図５】第２の実施の形態の変形例にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図６】公知の電力送電システムのベスト型の体外ユニットの概略外観図である。

【図７】公知の電力送電システムの体外ユニットの構成図である。

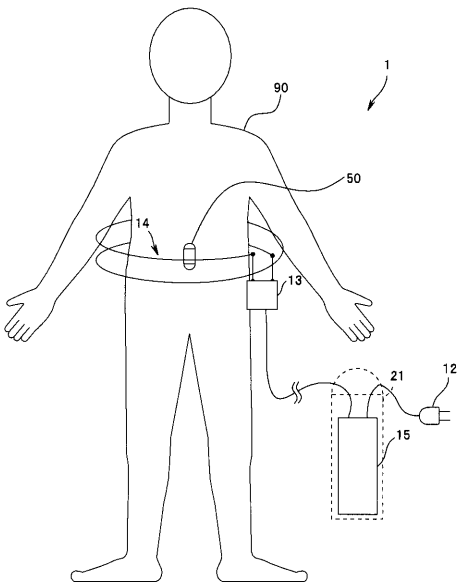
50

【符号の説明】

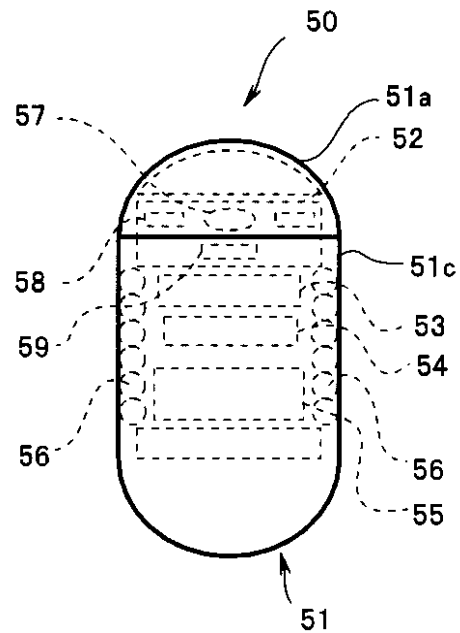
【 0 0 3 5 】

1、2 ... 無線給電システム、11 ... 直流電源、12 ... 電源プラグ、13 ... ドライバ、14 ... 送電コイル、15 ... 着衣、16 ... バッテリ、17 ... 発信器、18 ... タイミング発生回路、19 ... コンデンサ、20 ... 共振回路部、21 ... ショルダーバッグ、51 ... カプセル型筐体、52 ... 撮像部、53 ... 制御部、54 ... 送信部、55 ... 受電部、56 ... 受電コイル、56B ... 送信コイル、57 ... 結像レンズ、58 ... 照明部、59 ... 撮像素子、90 ... 被検者、111 ... 受信アンテナ、115 ... 電源、120 ... マイコン、129 ... 電力送電アンテナ

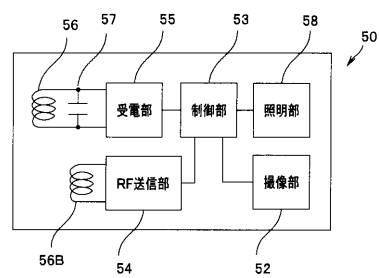
【 図 1 】



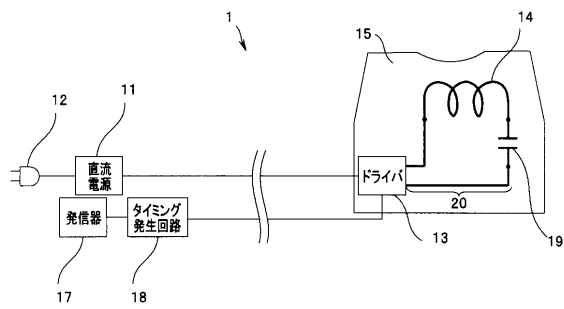
【 図 2 】



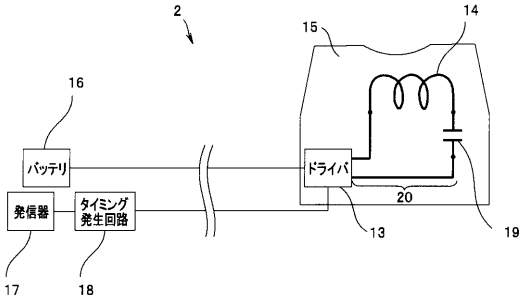
【図 3】



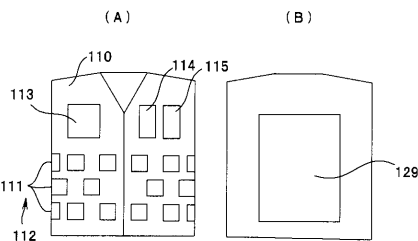
【図 4】



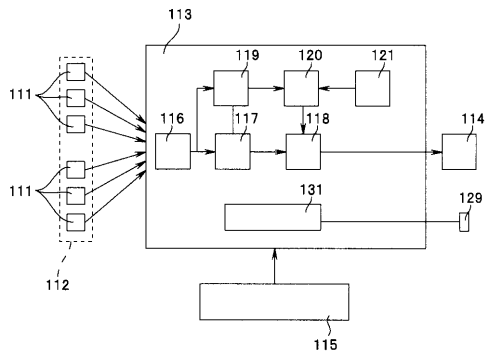
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD10 HH51 JJ19 NN01 NN03 QQ06 UU06

专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	JP2009125100A	公开(公告)日	2009-06-11
申请号	JP2007299888	申请日	2007-11-19
[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 塩谷浩一 吉田直樹		
发明人	堺 洋平 塩谷 浩一 吉田 直樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 H02J17/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 H02J17/00.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J50/12		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH51 4C061/JJ19 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ19 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ06 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种无线电力馈送系统，该无线电力馈送系统用于从受检者的外部向胶囊内窥镜有效地供应电力，该胶囊型内窥镜被引入到受检者中并获取受试者内信息。在覆盖被检体（90）的衣服（15）上配置有用于施加交流电的谐振器，该驱动器（13）用于共振地驱动输电线圈（14），在衣服（15）的外侧配置有电池。[选型图]图1

