

(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2010-119515

(P2010-119515A)

(43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(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 11 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-294794 (P2008-294794)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成20年11月18日 (2008.11.18)		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	佐藤 憲
			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	祝迫 洋志
			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	宮原 秀治
			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

最終頁に続く

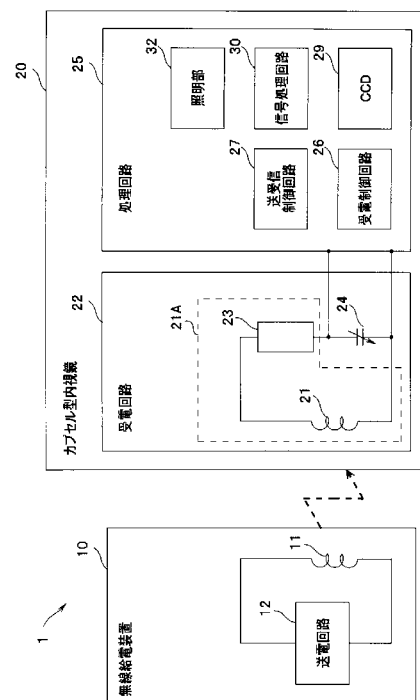
(54) 【発明の名称】 カプセル型医療装置

(57) 【要約】

【課題】被検者50の体内で所定の処理を行うカプセル型医療機器であって、効率的に受電するカプセル型内視鏡20を提供する。

【解決手段】被検者50の体外から無線で電力を受電する受電コイル21と所定の処理を行う処理回路25と、受電コイル21に接続された調整用リアクタンス素子23とを有する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者の体内で所定の処理を行うカプセル型医療装置であって、
前記被検者の体外から無線で電力を受電する受電コイルと
前記所定の処理を行う処理回路と、
前記受電コイルに接続された調整用リアクタンス素子とを有することを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 2】

共振用コンデンサを更に有し、
前記受電コイルと前記調整用リアクタンス素子とが直列に接続され、
前記受電コイルと前記調整用リアクタンス素子とを有する回路と、前記共振用コンデンサとが並列に接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置。

10

【請求項 3】

共振用コンデンサを有し、
前記受電コイルと前記調整用リアクタンス素子とが並列に接続され、
前記受電コイルと前記調整用リアクタンス素子とを有する回路と、前記共振用コンデンサとが直列に接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 4】

前記受電コイルと前記調整用リアクタンス素子と前記共振用コンデンサとを有する受電回路のインピーダンスが、接続する前記処理回路のインピーダンスとマッチングするように前記調整用リアクタンス素子のリアクタンスが調整可能であることを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載のカプセル型医療装置。

20

【請求項 5】

体内を観察する撮像素子を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 6】

被検者の体外から無線で電力を受電する受電コイルと、
前記被検者の体内で複数の所定の処理を行う処理回路と、
前記受電コイル、共振コイル、および、前記受電コイルと接続された調整用リアクタンス部を有する受電回路と、
前記調整用リアクタンス部のリアクタンスを調整することにより、前記処理回路の前記インピーダンスと前記受電回路のインピーダンスとをマッチングするリアクタンス調整回路と、を有することを特徴とするカプセル型医療装置。

30

【請求項 7】

前記リアクタンス調整回路が、前記処理回路の処理に応じて、前記調整用リアクタンス部のリアクタンスを調整することを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 8】

前記処理回路のインピーダンスを検出する負荷検出部を更に有し、
前記リアクタンス調整回路が、前記負荷検出部の情報に応じて、前記調整用リアクタンス部のリアクタンスを調整することを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型医療装置。

40

【請求項 9】

前記調整用リアクタンス部が、複数の異なるリアクタンスのリアクタンス素子と、前記受電コイルと接続する前記リアクタンス素子を切り替えるスイッチ部とを有し、
前記リアクタンス調整回路は、前記スイッチ部を切り替えることにより、前記調整用リアクタンス部のリアクタンスを調整することを特徴とする請求項 6 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 10】

前記調整用リアクタンス部が、容量性リアクタンス素子および誘導性リアクタンス素子を有することを特徴とする請求項 6 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載のカプセル型医療装置。

50

【請求項 11】

前記処理回路が、撮像素子を有することを特徴とする請求項 6 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載のカプセル型医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者の体内に導入されるカプセル型内視鏡に関し、特に、被検者の体外からの無線給電を受けて所定の処理を行うカプセル型医療装置に関する。

【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。

【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もとづいて、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、例えば特許 4080662 号公報に示すものがある。このシステムでは、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ため、被検者外部からカプセル型内視鏡内部に電力を送信することにより、そのカプセル型内視鏡内部に電力を供給する。このシステムでは、外部装置に電力送信用アンテナを、カプセル型内視鏡内部に電力受信アンテナをそれぞれ設け、外部装置から送信用アンテナおよび受信アンテナを介してカプセル型内視鏡内に電力を供給して、被検者内に長時間留置されたカプセル型内視鏡の観察動作を可能にしていた。

【0005】

また、特許 4089778 号公報には、受電コイルと送電コイルとの結合度を検知して結合度の強い方向の送電コイルを駆動する方法が用いた無線給電装置が開示されている。

【0006】

しかし、従来のカプセル型医療装置では、受電コイルと受電された電力を消費する処理回路との整合性が悪く、本来、受電できる最大電力よりも小さい電力しか受電できない、すなわち、受電効率が低いことがあった。

【特許文献 1】特許 4080662 号公報

【特許文献 2】特許 4089778 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は効率的に受電するカプセル型医療機器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】

【0008】

上記目的を達成すべく、本発明のカプセル型医療装置は、被検者の体内で所定の処理を行うカプセル型医療装置であって、前記被検者の体外から無線で電力を受電する受電コイルと前記所定の処理を行う処理回路と、前記受電コイルに接続された調整用リアクタンス素子とを有することを特徴とする。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0009】

本発明は効率的に受電するカプセル型医療機器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】

【0010】

<第1の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第1の実施の形態のカプセル型医療装置であるカプセル型内視鏡20について説明する。

図1は本実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの概要を示す概要図であり、図2は本実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図であり、図3は本実施の形態のカプセル型内視鏡の構造の概要を説明するための断面模式図である。

10

【0011】

図1に示すように、本実施の形態の無線給電システム1のカプセル型内視鏡20は、被検者50の内部に導入された状態で、被検者50の外部に配設された無線給電装置10から電磁誘導により電力を受電する。すなわち、無線給電装置10では、送電回路12から送電コイル11に交流電流が印加され、送電コイル11は交流磁界を発生する。

【0012】

そして、図2に示すようにカプセル型内視鏡20は、無線給電装置10から電力を受電する受電回路22と、受電した電力を用いて所定の処理を行う処理回路25とを有する。受電回路22は、受電コイル21と調整用リアクタンス素子23とが直列に処理回路25と接続された回路21Aと、回路21Aと並列に処理回路25と接続されている共振用コンデンサ24とを有する。

20

【0013】

受電コイル21は、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31（図3参照）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。ここで、コイルの軸とは、コイルの磁路の中心線を意味する。なお、受電コイル21はカプセル型筐体31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31の外側に巻回されていてもよい。

30

【0014】

共振用コンデンサ24は、受電回路22の共振周波数と無線給電装置10の共振周波数とを略一致、すなわちマッチングするためのコンデンサである。

【0015】

一方、処理回路25は、受電制御回路26と、送受信制御回路27と、撮像素子であるCCD29と、信号処理回路30と、照明部32を有している。

【0016】

すなわち、図3に示すように、本実施の形態のカプセル型医療機器は、被検者50の体内に導入可能な細長いカプセル型筐体31内に内蔵されている受電回路22と処理回路25とを有するカプセル型内視鏡20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31A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31B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31を形成している。

40

【0017】

カプセル型内視鏡20は、カプセル型筐体31内にあって、体腔内撮像部位を先端カバー31A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32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CCD29と、CCD29に被写体の像を結像させる結像レンズ33とを備え、先端カバー31A側である前端部方向の撮影が可能とされている。信号処理回路30は撮像した画像を処理し、送受信制御回路27は撮像

50

した画像を体外に無線で送信する機能を有している。

【0018】

そして、カプセル型内視鏡20では、例えば電力供給用信号である交流磁界に重畳された各種制御信号を送受信制御回路27が処理し、その制御信号にもとづいて、照明部32によるLED点灯処理、CCD29による撮像処理、信号処理回路30による画像処理、または送受信制御回路27による撮像画像送信処理等の複数の処理を制御している。

【0019】

ここで、カプセル型内視鏡20の処理回路25が行う負荷はカプセル型内視鏡20の種類、言い換えれば、行う処理により異なる。例えば、高解像度のカラー撮影を行うCCDを有するカプセル型内視鏡は、低解像度の白黒撮影しか行わないカプセル型内視鏡に比べて、処理回路の負荷は小さい。また同じ仕様のカプセル型内視鏡であっても製造時のばらつき等により、個々の製品の処理回路25の負荷は異なる。このため、受電回路22のインピーダンスと処理回路25のインピーダンスとが、ずれてしまうことがある。

10

【0020】

すでに説明したように、負荷である処理回路25のインピーダンスと、受電回路22のインピーダンスと処理回路25のインピーダンスとが略一致、すなわちマッチングしていないと、本来、受電できる最大電力よりも小さい電力しか受電できない。

【0021】

ここで、図4および図5は負荷のインピーダンスと受電電力の関係を説明するための図である。図4に示すように、受電回路22のインピーダンスがZ1である場合には、負荷のインピーダンスと受電電力との関係はF1に示す受電電力特性となり、負荷である処理回路25のインピーダンスがZ1のときに受電電力は最大のP2となる。そして、負荷のインピーダンスがZ2またはZ3のように、Z1からずれた場合には、受電電力はP1と減少する。

20

【0022】

しかし、本実施の形態のカプセル型内視鏡20では、受電回路22に調整用リアクタンス素子23を有するため、受電回路22と処理回路25とのインピーダンスマッチングを行うことができる。すなわち、図5に示すように、負荷が大きくインピーダンスがZ2と小さい場合には、容量性の調整用リアクタンス素子を用いることで、受電回路22のインピーダンスをZ2に調整することができ、受電電力特性はF2のようになる。同様に、負荷が小さくインピーダンスがZ3と大きい場合には、誘導性の調整用リアクタンス素子を用いることで、受電回路22のインピーダンスをZ3に調整することができ、受電電力特性はF3のようになる。

30

【0023】

なお、受電回路22のインピーダンスは受電コイル21の寸法、巻線の巻数、または磁心の有無や特性等によって調整することも可能である。しかし、極めて小さい空間内に電子部品を収納しなければならないというカプセル型内視鏡20という特殊な用途においては、受電コイル21の容積などの制約があり、これらを調整することは現実的ではない。

【0024】

また、容量性の調整用リアクタンス素子を用いる場合には、共振用コンデンサ24の値は接続する容量性の調整用リアクタンス素子に合わせて調整する。

40

【0025】

本実施の形態のカプセル型内視鏡20においては、製造時に調整用リアクタンス素子23のリアクタンスの調整を行う。図6および図7は本実施の形態のカプセル内視鏡の調整用リアクタンス素子のリアクタンスの調整方法を説明するための説明図である。

【0026】

図6に示すように、時間の経過、すなわち、処理回路25の各処理の駆動に対して負荷のインピーダンスがZ2で一定のカプセル型内視鏡20の場合には、調整用リアクタンス素子23により受電回路22のインピーダンスをZ1からZ2に調整する。

【0027】

50

これに対して、図 7 に示すように、時間の経過、すなわち、処理回路 25 の各処理の駆動に対して負荷のインピーダンスが変化するカプセル型内視鏡 20 の場合には、(A) インピーダンスが最も大きい状態 Z13 に合わせる、(B) インピーダンスの平均 Z12 に合わせる、(C) 最も動作状態が長い時のインピーダンス Z11 に合わせる、(D) インピーダンスが最も小さい状態 Z10 に合わせる、等の方法により受電回路 22 のインピーダンスを調整用リアクタンス素子 23 により調整する。

【0028】

なお、カプセル型内視鏡 20 においては、調整用リアクタンス素子 23 および共振用コンデンサ 24 を固定もしくは半固定の素子で構成し値を調整する。

【0029】

以上の説明のように、カプセル型内視鏡 20 は、調整用リアクタンス素子 23 を調整または選択することにより、処理回路 25 のインピーダンスと受電回路 22 のインピーダンスとをマッチングするため、効率的に受電することができる。

【0030】

< 第 1 の実施の形態の変形例 >

以下、図面を参照して本発明の第 1 の実施の形態の変形例のカプセル型内視鏡 20A について説明する。

図 8 は本変形例のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図である。なお、第 1 の実施の形態の変形例のカプセル型内視鏡 20A は、第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡 20 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。

【0031】

図 8 に示すように、本実施の形態の無線給電システム 1A のカプセル型内視鏡 20A は、受電コイル 21 と調整用リアクタンス素子 23 とが並列に接続され、受電コイル 21 と調整用リアクタンス素子 23 とを有する回路 21A と、共振用コンデンサ 24 とが直列に接続されている

本変形例のカプセル型内視鏡 20A は、調整用リアクタンス素子 23 のリアクタンスを調整することにより、処理回路 25A のインピーダンスと受電回路 22A のインピーダンスとをマッチングするため、効率的に受電することができる。

【0032】

< 第 2 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 2 の実施の形態のカプセル型医療装置であるカプセル型内視鏡 20B について説明する。

図 9 は本実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図であり、図 10 は本実施の形態のカプセル型内視鏡の調整用リアクタンス部の構造を説明するための模式図である。なお、第 2 の実施の形態のカプセル型内視鏡 20B は、第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡 20 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。

【0033】

図 9 に示すように、本実施の形態のカプセル型内視鏡 20B は、調整用リアクタンス部 23B と、リアクタンス調整回路 28 とを更に有している。リアクタンス調整回路 28 は送受信制御回路 27 が受信した制御信号にもとづいて調整用リアクタンス部 23B のリアクタンスを調整する。

【0034】

カプセル型内視鏡 20B の処理回路 25B が行う複数の処理は、それぞれ負荷が異なる。例えば、照明部 32 による LED 点灯処理は負荷が大きくインピーダンスは小さくなるため、点灯時と非点灯時とでは処理回路 25B のインピーダンスが変化する。このため受電回路 22B のインピーダンスと処理回路 25B のインピーダンスとが、ずれてしまう。処理回路 25B が行う複数の処理、例えば、照明部 32 による LED 点灯処理、CCD 29 による撮像処理、信号処理回路 30 による画像処理、または送受信制御回路 27 による撮像画像送信処理等の複数の処理等は、電力供給用信号に重畳された各種制御信号を送受

10

20

30

40

50

信制御回路 27 が処理し、その制御信号にもとづいて行われる。

【0035】

そして、カプセル型内視鏡 20B では、送受信制御回路 27 が受信した制御信号にもとづいて行われる、それぞれの処理に応じて、リアクタンス調整回路 28 は調整用リアクタンス部 23B のリアクタンスを調整する。

【0036】

図 10 に示すように、調整用リアクタンス部 23B は N 個の異なるリアクタンスのリアクタンス素子 35A ~ 35N を有する調整用リアクタンス素子群 35 と、受電コイル 21 と接続するリアクタンス素子を切り替える N 個のスイッチ 36A ~ 36N を有するスイッチ部 36 と、を有している。なお、調整用リアクタンス部 23B は、少なくとも 2 個のリアクタンス素子を有していればよく、または、複数の異なるリアクタンスのリアクタンス素子に相当する機能を有する可変リアクタンス素子を有していても良い。

10

【0037】

そして、処理回路 25B が行う各処理にマッチングするリアクタンス素子 35A ~ 35N は予め決定されている。このため、調整用リアクタンス部 23B は処理回路 25B が行う各処理のインピーダンスとマッチングするように受電回路 22B のリアクタンスを調整することができる。

【0038】

例えば、図 11 に示すように、調整用リアクタンス部 23B は処理 A のときは正の大きなリアクタンス素子 35A を選択し、処理 B のときは正のリアクタンス素子 35B を選択し、処理 C のときは負のリアクタンス素子 35C を選択し、処理 D のときは負の大きなリアクタンス素子 35D を選択する。

20

【0039】

本実施の形態のカプセル型内視鏡 20B は、リアクタンス調整回路 28 が、調整用リアクタンス部 23B のリアクタンスを調整することにより、処理回路 25B の処理に応じてインピーダンスと受電回路 22B のインピーダンスとをマッチングするため、効率的に受電することができる。

【0040】

特に、リアクタンス調整回路 28 は送受信制御回路 27 が受信した処理の情報にもとづいてリアクタンスを調整するため構成が簡単で、かつ、追従の遅れが発生しにくい。すなわち、送受信制御回路 27 が受信した処理の制御信号により実際に各処理が行われるまでの時間は有限であり、その間にリアクタンス調整回路 28 はスイッチ部 36 を切り替えるため、処理回路 25B のインピーダンス変化速度に追従することができる。

30

【0041】

なお、調整用リアクタンス部 23B は複数のリアクタンス素子を同時に接続することにより、合成リアクタンス値により種々のリアクタンスに対応することもできる。

【0042】

< 第 3 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 3 の実施の形態のカプセル型医療装置であるカプセル型内視鏡 20C について説明する。

40

図 12 は本実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図である。なお、第 3 の実施の形態のカプセル型内視鏡 20C は、第 2 の実施の形態のカプセル型内視鏡 20B 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。

【0043】

図 12 に示すように、本実施の形態の無線給電システム 1C のカプセル型内視鏡 20C は、負荷検出回路 37 を更に有している。負荷検出回路 37 は処理回路 25C の負荷、言い換えればインピーダンスをリアルタイムで測定する。そして、リアクタンス調整回路 28C は負荷検出回路 37 の情報にもとづいて受電回路 22C のリアクタンスを調整する。なお、負荷検出回路 37 は所定の間隔でインピーダンスを検出してもよいし、リアクタンス調整回路 28C も所定の間隔でリアクタンスを調整してもよい。

50

【 0 0 4 4 】

本実施の形態のカプセル型内視鏡 2 0 C は、リアクタンス調整回路 2 8 C が、調整用リアクタンス部 2 3 C のリアクタンスを調整することにより、処理回路 2 5 C の処理に応じてインピーダンスと受電回路 2 2 C のインピーダンスとをマッチングするため、効率的に受電することができる。

【 0 0 4 5 】

特に、本実施の形態のリアクタンス調整回路 2 8 C は負荷検出回路 3 7 が検出した処理回路 2 5 C にインピーダンスにもとづいてリアクタンスを調整するため精度が高い。

【 0 0 4 6 】

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、消化液採取用カプセル型医療機器、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機器に適用可能である。

【 0 0 4 7 】

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 】

【 0 0 4 8 】

【 図 1 】 第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの概要を示す概要図である。

【 図 2 】 第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図である。

【 図 3 】 第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡の構造の概要を説明するための断面模式図である。

【 図 4 】 負荷のインピーダンスと受電電力の関係を説明するための図である。

【 図 5 】 負荷のインピーダンスと受電電力の関係を説明するための図である。

【 図 6 】 第 1 の実施の形態のカプセル内視鏡の調整用リアクタンス素子のリアクタンスの調整方法を説明するための説明図である。

【 図 7 】 第 1 の実施の形態のカプセル内視鏡の調整用リアクタンス素子のリアクタンスの調整方法を説明するための説明図である。

【 図 8 】 第 1 の実施の形態の変形例のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図である。

【 図 9 】 第 2 の実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図である。

【 図 1 0 】 第 2 の実施の形態のカプセル型内視鏡の調整用リアクタンス部の構造を説明するための模式図である。

【 図 1 1 】 第 2 の実施の形態のカプセル型内視鏡の調整用リアクタンス部の動作を説明するための模式図である。

【 図 1 2 】 第 3 の実施の形態のカプセル型内視鏡を含む無線給電システムの構成図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 9 】

1、1 A、1 B、1 C ... 無線給電システム

1 0 ... 無線給電装置

1 1 ... 送電コイル

1 2 ... 送電回路

2 0、2 0 A、2 0 B、2 0 C ... カプセル型内視鏡

2 1 ... 受電コイル

2 1 A、2 1 B ... 回路

2 2、2 2 A、2 2 B ... 受電回路

2 3 ... 調整用リアクタンス素子

2 3 B、2 3 C ... 調整用リアクタンス部

10

20

30

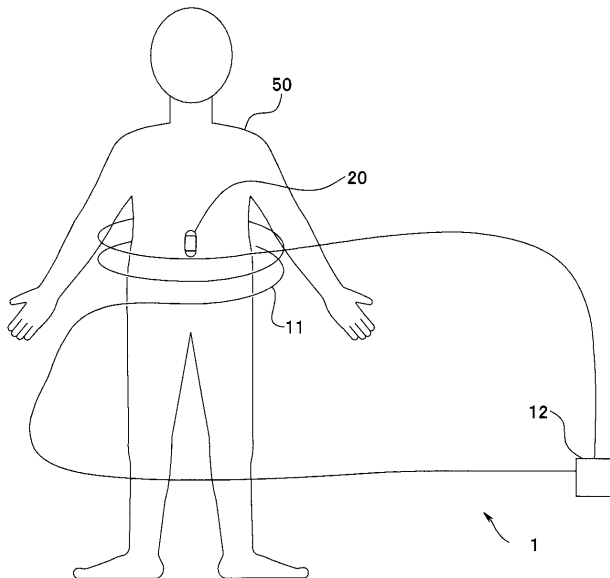
40

50

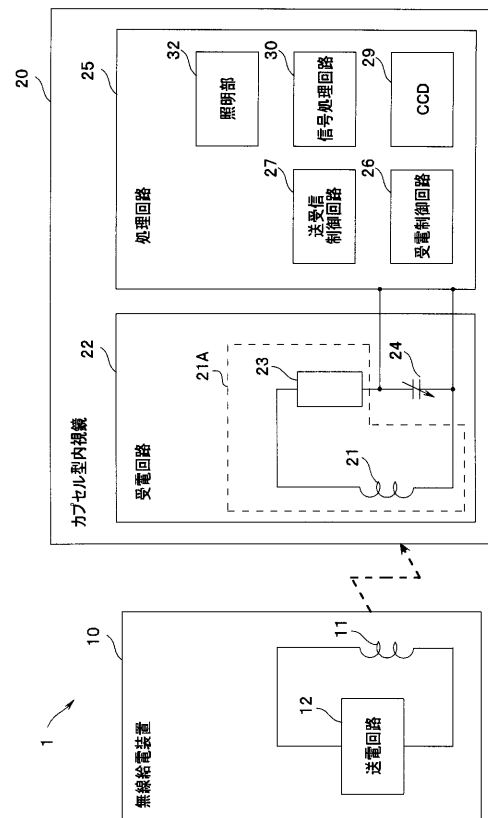
- 24 ... 共振用コンデンサ
- 25 ... 処理回路
- 26 ... 受電制御回路
- 27 ... 送受信制御回路
- 28、28B ... リアクタンス調整回路
- 30 ... 信号処理回路
- 31 ... カプセル型筐体
- 31A ... 先端カバー
- 31B ... 胸部カバー
- 32 ... 照明部
- 33 ... 結像レンズ
- 35A、35B、35C、35D ... リアクタンス素子
- 36 ... スイッチ部
- 37 ... 負荷検出回路
- 50 ... 被検者

10

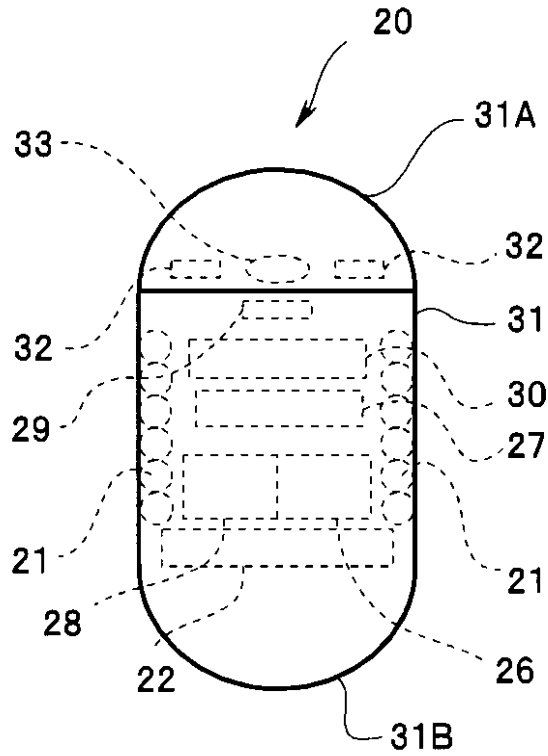
【図1】



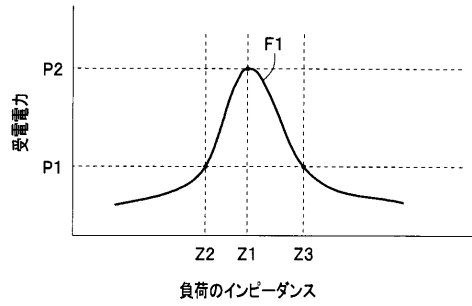
【図2】



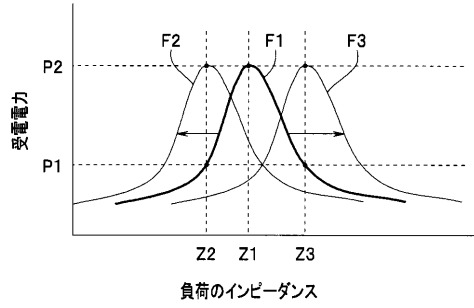
【図 3】



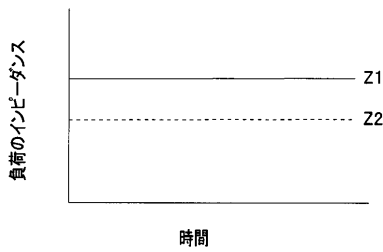
【図 4】



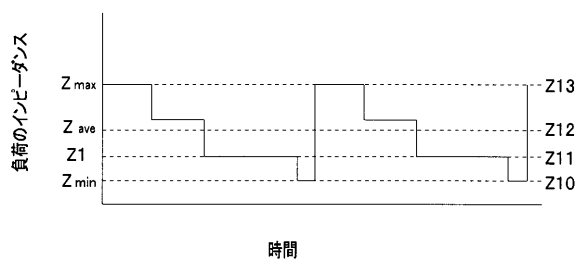
【図 5】



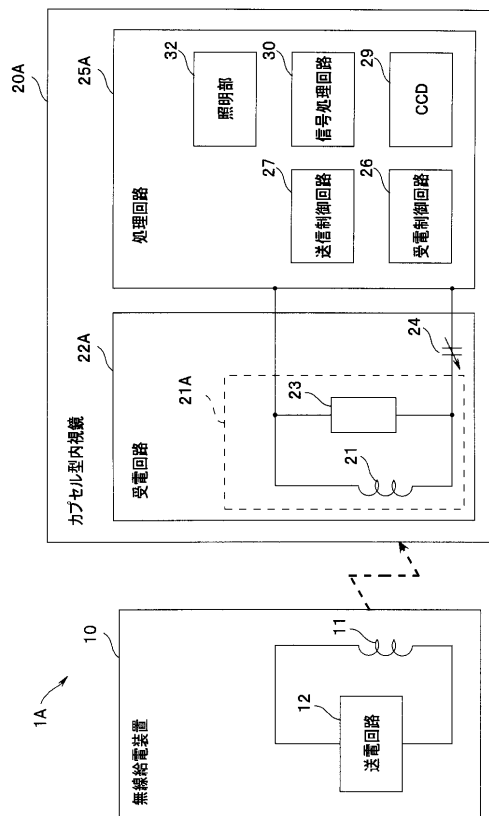
【図 6】



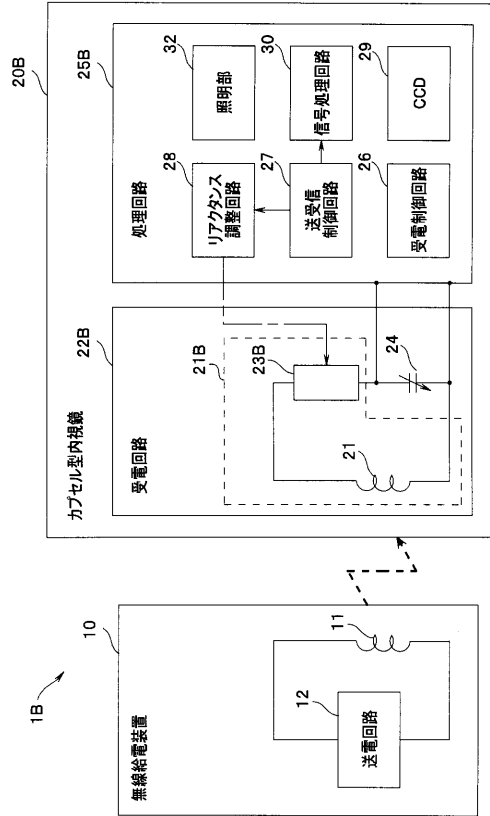
【図 7】



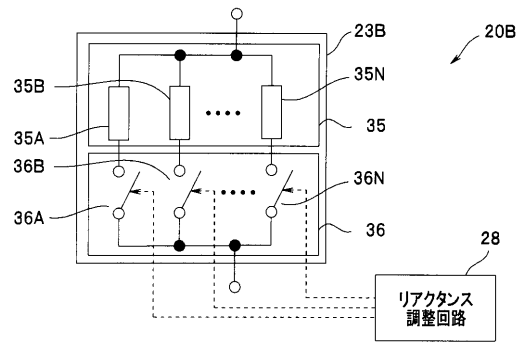
【図 8】



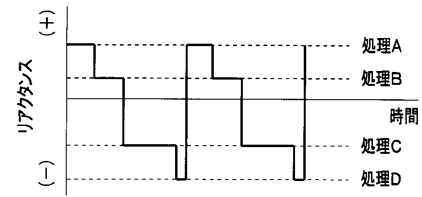
【図 9】



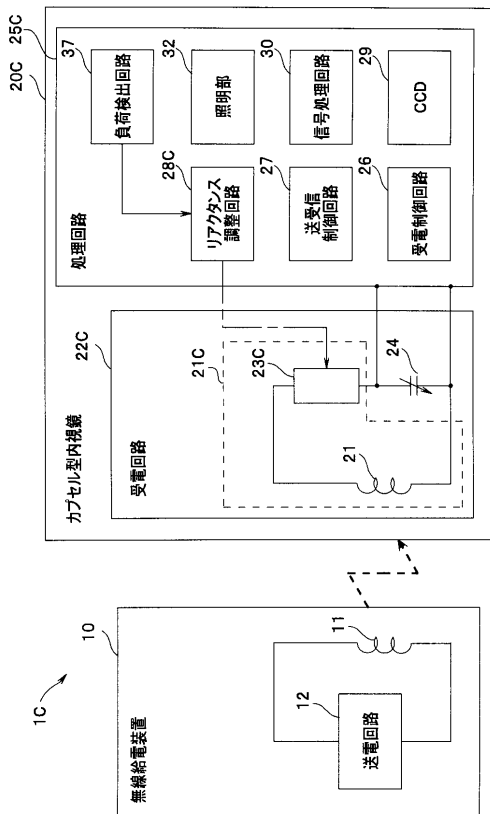
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 吉田 直樹

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC09

4C061 CC06 FF41 HH60 JJ19 LL02 NN01 QQ02 QQ06

专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	JP2010119515A	公开(公告)日	2010-06-03
申请号	JP2008294794	申请日	2008-11-18
[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	佐藤 憲 祝迫 洋志 宫原 秀治 吉田 直樹		
发明人	佐藤 憲 祝迫 洋志 宫原 秀治 吉田 直樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 H02J17/00		
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 H02J50/12		
F-TERM分类号	4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/FF41 4C061/HH60 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF41 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5415744B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于有效接收电力的胶囊型内窥镜20，其是用于在对象50的体内进行规定处理的胶囊型医疗装置。解决方案：胶囊型医疗装置包括：电力接收线圈21用于从对象50的身体外部无线接收电力；处理电路25，用于执行规定的处理；用于调节的电抗元件23连接到电力接收线圈21

