

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5415744号  
(P5415744)

(45) 発行日 平成26年2月12日(2014.2.12)

(24) 登録日 平成25年11月22日(2013.11.22)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00	(2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 O B
A 6 1 B 1/04	(2006.01) A 6 1 B 1/04 3 6 2 J
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

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-294794 (P2008-294794)  
 (22) 出願日 平成20年11月18日 (2008.11.18)  
 (65) 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)  
 審査請求日 平成23年10月14日 (2011.10.14)

(73) 特許権者 000000376  
 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) 【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つて、  
 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、  
共振用コンデンサと、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カプセル型医療装置。

10

## 【請求項 2】

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つて、  
 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、  
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カプセル型医療装置。

## 【請求項 3】

20

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1または請求項2に記載のカプセル型医療装置。

**【請求項4】**

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3のいずれか1項に記載のカプセル型医療装置。

**【請求項5】**

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、

10

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、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する調整用リアクタンス部を有する受電回路と、

前記スイッチ部を切り替え、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。

**【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、

20

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、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。

**【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5または請求項6に記載のカプセル型医療装置。

**【請求項8】**

30

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5または請求項6に記載のカプセル型医療装置。

**【請求項9】**

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5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。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0001】**

40

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

50

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用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。

10

#### 【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。

20

【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】

30

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、共振用コンデンサと、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。

#### 【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】

40

#### 【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。

#### 【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

50

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。

#### 【 0 0 1 2 】

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。

#### 【 0 0 1 3 】

10

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。

#### 【 0 0 1 4 】

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。

#### 【 0 0 1 5 】

20

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 CCD 29 と、信号処理回路 30 と、照明部 32 を有している。

#### 【 0 0 1 6 】

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。

30

#### 【 0 0 1 7 】

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射出する 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 CCD 29 と、CCD 29 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 は撮像した画像を体外に無線で送信する機能を有している。

#### 【 0 0 1 8 】

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畠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、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を制御している。

40

#### 【 0 0 1 9 】

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。

#### 【 0 0 2 0 】

50

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  $Z_1$  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 F 1 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  $Z_1$  のときに受電電力は最大の  $P_2$  となる。そして、負荷のインピーダンスが  $Z_2$  または  $Z_3$  のように、 $Z_1$  からずれた場合には、受電電力は  $P_1$  と減少する。

10

#### 【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  $Z_2$  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  $Z_2$  に調整することができ、受電電力特性は F 2 のようになる。同様に、負荷が小さくインピーダンスが  $Z_3$  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  $Z_3$  に調整することができ、受電電力特性は F 3 のようになる。

#### 【0023】

20

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。

#### 【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。

30

#### 【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  $Z_2$  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  $Z_1$  から  $Z_2$  に調整する。

#### 【0027】

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  $Z_{13}$  に合わせる、( B ) インピーダンスの平均  $Z_{12}$  に合わせる、( C ) 最も動作状態が長い時のインピーダンス  $Z_{11}$  に合わせる、( D ) インピーダンスが最も小さい状態  $Z_{10}$  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。

40

#### 【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】

50

## &lt;第1の実施の形態の変形例&gt;

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】

## &lt;第2の実施の形態&gt;

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、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等は、電力供給用信号に重畠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量リアクタンス素子を有していても良い。

## 【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～35

10

20

30

40

50

N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。

#### 【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。

#### 【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。

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。

#### 【0044】

本実施の形態のカプセル型内視鏡20Cは、リアクタンス調整回路28Cが、調整用リアクタンス部23Cのリアクタンスを調整することにより、処理回路25Cの処理に応じてインピーダンスと受電回路22C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。

#### 【0045】

特に、本実施の形態のリアクタンス調整回路28Cは負荷検出回路37が検出した処理回路25C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。

#### 【0046】

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。

#### 【0047】

10

20

30

40

50

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】

【0048】

【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。 10

【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10】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。 20

【図11】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12】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】

【0049】

1、1A、1B、1C…無線給電システム

10…無線給電装置

11…送電コイル

12…送電回路

20、20A、20B、20C…カプセル型内視鏡

21…受電コイル

21A、21B…回路

22、22A、22B…受電回路

23…調整用リアクタンス素子

23B、23C…調整用リアクタンス部

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…胴部カバー

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

10

20

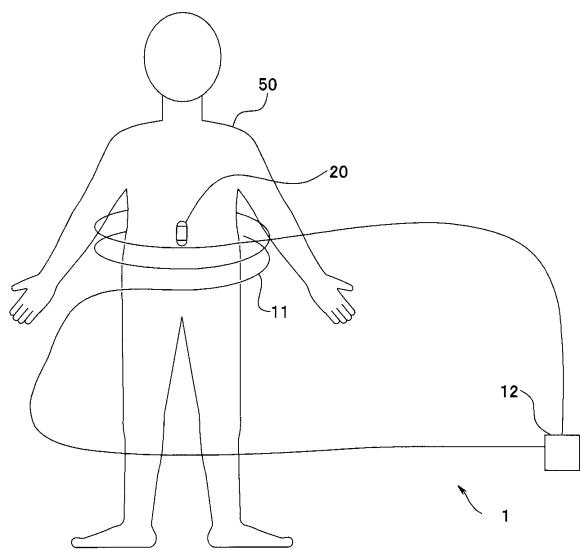
30

40

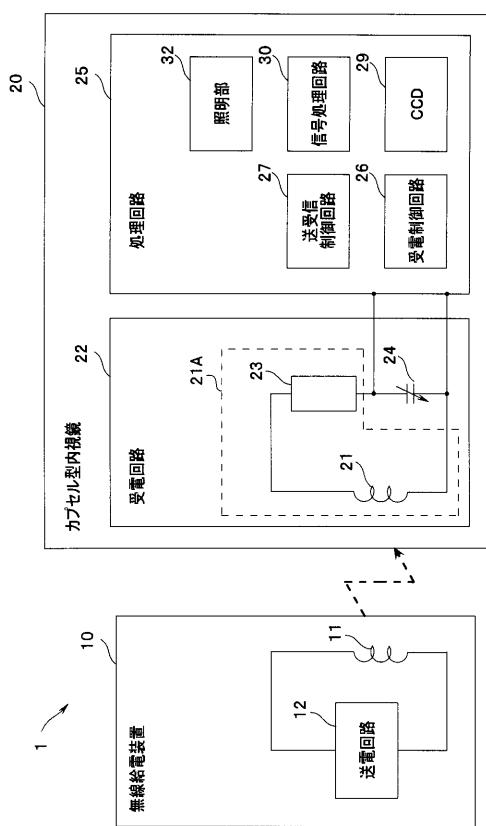
50

5 0 ... 被検者

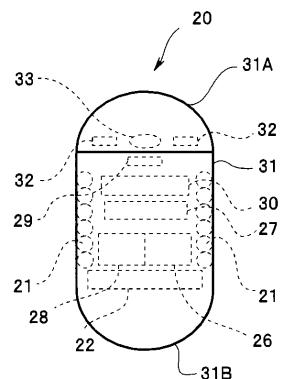
【図1】



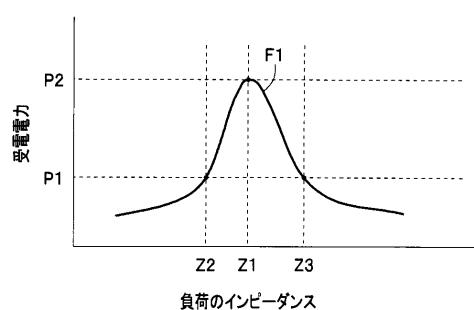
【図2】



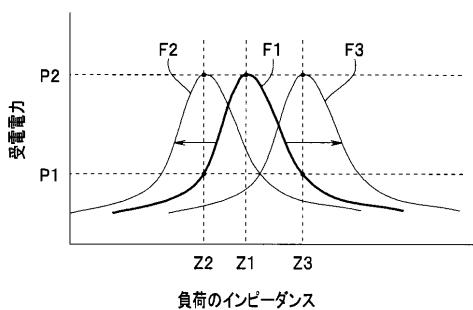
【図3】



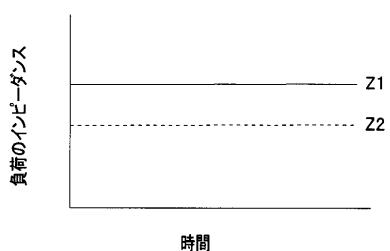
【図4】



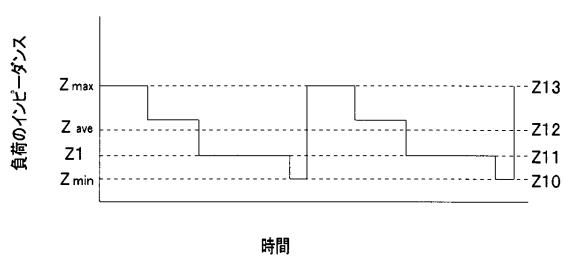
【図5】



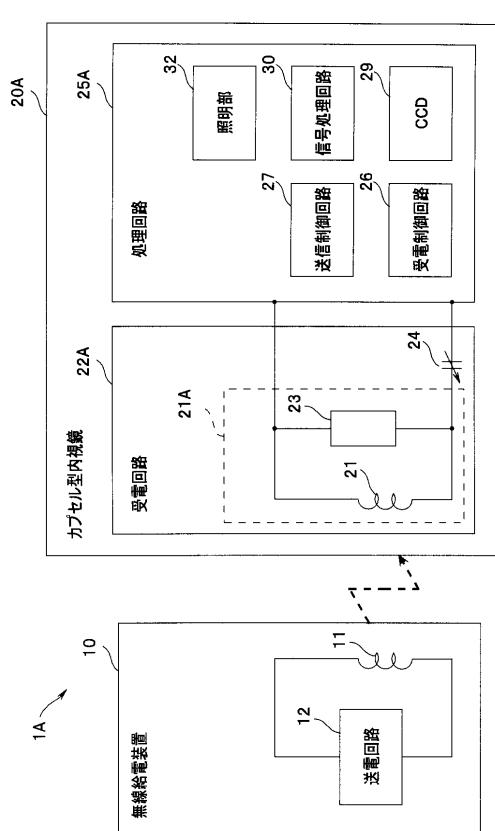
【図6】



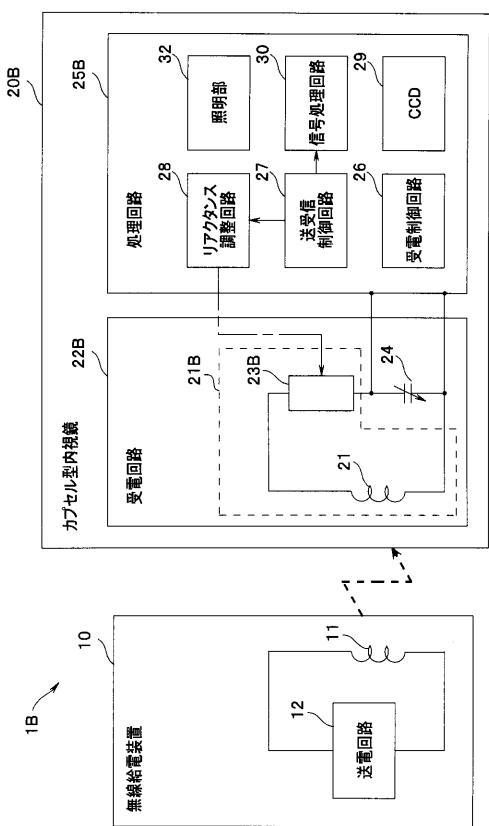
【図7】



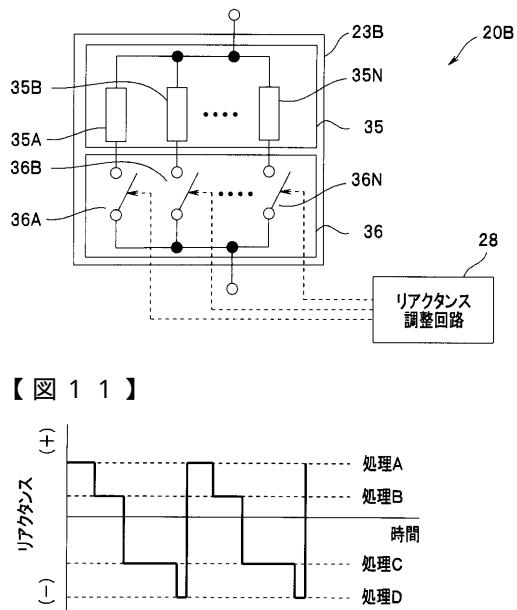
【図8】



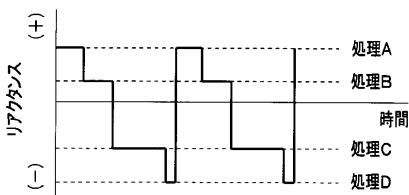
【図 9】



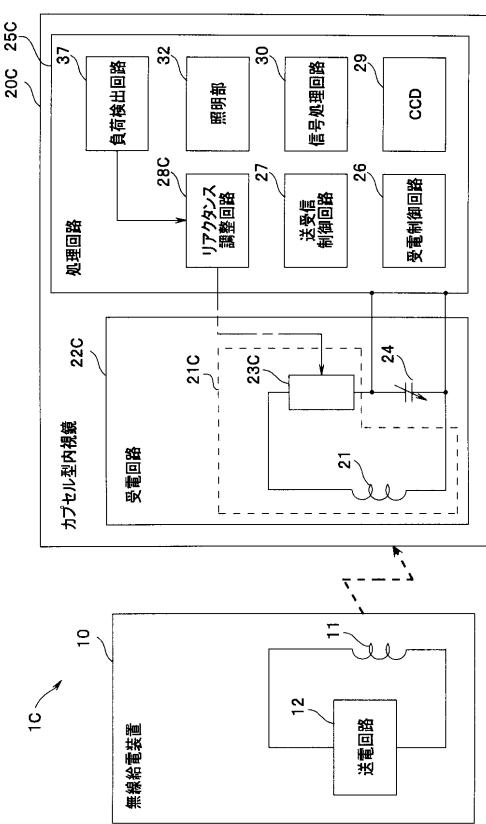
【図 10】



【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43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2008-017941(JP,A)  
特開2004-072832(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 0 0

A 61 B 5 / 0 7

H 02 J 17 / 0 0