

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4472291号
(P4472291)

(45) 発行日 平成22年6月2日 (2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日 (2010.3.12)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

A 6 1 B 5/07

請求項の数 2 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-286127 (P2003-286127)
 (22) 出願日 平成15年8月4日 (2003.8.4)
 (65) 公開番号 特開2005-52363 (P2005-52363A)
 (43) 公開日 平成17年3月3日 (2005.3.3)
 審査請求日 平成18年7月26日 (2006.7.26)

(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4番2号
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 清水 初男
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内
 (72) 発明者 本多 武道
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内
 (72) 発明者 橋本 雅行
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線型被検体内情報取得システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内部に導入される被検体内導入装置と、被検体外部に配置され、無線送信によっ
 て前記被検体内導入装置に対して電力を供給する給電装置とを備えた無線型被検体内情報
 取得システムであって、

前記被検体内導入装置は、

受信用コイルおよび受信用容量を備えた受信用共振回路と、

前記受信用共振回路にて受信した電気信号の電圧値を、前記受信用コイルに生じる誘導
 起電力よりも低い値に変換する電圧変換手段と、

を備え、

前記電圧変換手段は、前記受信用コイルで受信時に生じる磁界に基づく誘導起電力を生
 じる電力供給用コイルであり、その内周が前記受信用コイルの外周に接触した状態で形成
 され、かつ、前記受信用コイルの巻数よりも少ない巻数を有することを特徴とする無線型
 被検体内情報取得システム。

【請求項 2】

前記被検体内導入装置は、

前記電圧変換手段によって電圧値が変換された電気信号から給電用信号を分離する分離
 手段と、

分離された前記給電用信号に基づき電力を再生する電力再生手段と、

再生された電力を蓄積する蓄電手段と、

10

20

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の無線型被検体内情報取得システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部に導入される被検体内導入装置と、被検体外部に配置され、無線送信によって前記被検体内導入装置に対して電力を供給する給電装置とを備えた無線型被検体内情報取得システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野においては、飲込み型の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には、撮像機能と無線通信機能とが設けられている。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために患者の口から飲込まれた後、人体から自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する。

【0003】

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、順次無線通信により外部に送信され、メモリに蓄積される。患者がこの無線通信機能とメモリ機能とを備えた受信機を携帯することにより、患者は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの期間であっても、自由に行動できる。この後、医者もしくは看護師においては、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に表示させて診断を行うことができる。

【0004】

かかるカプセル型内視鏡は、内蔵した電力供給源から駆動電力を得る構成としても良いが、近年、カプセル型内視鏡に対して外部から無線送信を介して駆動電力を供給する構成が注目されている。このように、外部から電力を供給する構成とすることによって、カプセル型内視鏡が体腔内を移動する途中で意図せず電力が消費し尽くされて駆動が停止するといったことを回避することが可能である（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0005】

図 6 は、無線送信された電力を受信する目的で従来のカプセル型内視鏡に内蔵される受信アンテナの構成を示す回路図である。図 6 に示すように、受信アンテナは、受信用コイル 101 と受信用コンデンサ 102 とを備えた受信用共振回路 103 と、交流信号を直流信号に変換する整流用ダイオード 104 と、整流用ダイオード 104 で整流された電力を蓄積する蓄電用コンデンサ 105 とを備える。受信用共振回路 103 が送信される電気信号の周波数に合わせた共振周波数を有するよう受信用コイル 101 および受信用コンデンサ 102 が形成され、受信された電気信号は、整流用ダイオード 104 で整流された後に蓄電用コンデンサ 105 に蓄積される。そして、蓄電用コンデンサ 105 に蓄積された電力を駆動電力として、カプセル型内視鏡内の各構成要素が動作する構成を有する。

【0006】

【特許文献 1】特開 2001 - 231186 号公報（第 3 頁、図 1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来の無線型被検体内情報取得システムでは、電力送信強度の上昇に伴いカプセル型内視鏡に供給される電力値が飽和する可能性があるという課題を有する。以下、かかる課題について詳細に説明する。

【0008】

図 7 は、外部から送信された高強度の電気信号を受信する際に受信用共振回路 103 から出力される電気信号の電圧の波形を示す模式的なグラフである。なお、図 7 の例において、送信される電気信号の波形は正弦波である。

【0009】

送信される電力の波形が正弦波である関係上、本来であれば受信用共振回路 103 から出力される電気信号の電圧波形も正弦波形を有するはずである。しかしながら、実際のカプセル型内視鏡では、高強度の電気信号を受信する際には、図 7 に示すように、電圧値が所定の値で飽和した波形が得られる。また、受信用共振回路 103 から出力される電流値は、電圧の値に対応することから、電圧波形に飽和が生じる場合には、電圧と電流の積で求まる電力値も飽和することとなる。従って、受信用共振回路 103 で受信した電気信号から直接電力を得る構成の場合には、外部から送信される電気信号の強度に関わらず、得られる電力の値を一定値以上とすることはできない。このことは、カプセル型内視鏡等の被検体内導入装置の高機能化に伴う消費電力の増大を考えた場合に電力の利用効率の点で不利となってしまう。

10

【0010】

なお、電圧値の飽和を避けるためには、コイルを大型化する等の対策を考えることも可能である。しかしながら、カプセル型内視鏡は上記のように被検体内に導入されるものであるから、カプセル型内視鏡のサイズは一定以下に抑制する必要がある、カプセル型内視鏡の大型化につながるコイルの大型化を行うには種々の制約がともなってしまう。

【0011】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡等の被検体内導入装置の大型化を避けつつ、無線送信によって供給される電力強度が飽和することのない無線型被検体内情報取得システムを実現することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0012】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、この発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、被検体内部に導入される被検体内導入装置と、被検体外部に配置され、無線送信によって前記被検体内導入装置に対して電力を供給する給電装置とを備えた無線型被検体内情報取得システムであって、前記被検体内導入装置は、受信用コイルおよび受信用容量を備えた受信用共振回路と、前記受信用共振回路にて受信した電気信号の電圧値を、前記受信用コイルに生じる誘導起電力よりも低い値に変換する電圧変換手段とを備えたことを特徴とする。

【0013】

この発明によれば、被検体内導入装置において、受信用共振回路で得られた電気信号から直接電力を抽出するのではなく、受信用共振回路で受信した電気信号の電圧を受信用コイルにおける誘導起電力よりも低い値に変換した上で電力を抽出することとしたため、電力として抽出する電力信号の電圧値が飽和することを防止することができる。

30

【0014】

また、この発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、上記の発明において、前記電圧変換手段は、前記受信用コイルで受信時に生じる磁界に基づく誘導起電力を生じる電力供給用コイルを備えることを特徴とする。

【0015】

また、この発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、上記の発明において、前記電力供給用コイルは、前記受信用コイルの巻数よりも少ない巻数を有することを特徴とする。

40

【0016】

また、この発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、上記の発明において、前記電力供給用コイルは、内周が前記受信用コイルの外周に接触した状態で形成されていることを特徴とする。

【0017】

このこの発明によれば、電力供給用コイルの内周を受信用コイルの外周に密着させることとしたため、電力供給用コイルを新たに配置したにもかかわらずコイルの占有領域が拡大することはなく、被検体内導入装置の大型化を抑制することができる。

【0018】

50

また、この発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、上記の発明において、被検体内部に導入される被検体内導入装置と、被検体外部に配置され、前記被検体内導入装置との間で無線交信を行う送受信装置とを備え、無線送信を介して前記送受信装置から前記被検体内導入装置に対して電力を供給する無線型被検体内情報取得システムであって、前記被検体内導入装置は、受信用コイルおよび受信用容量を備えた受信用共振回路と、前記受信用共振回路にて受信した電気信号の電圧値を、前記受信用コイルに生じる誘導起電力よりも低い値に変換する電圧変換手段とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、被検体内導入装置において、受信用共振回路で得られた電気信号から直接電力を抽出するのではなく、受信用共振回路で受信した電気信号の電圧を受信用コイルにおける誘導起電力よりも低い値に変換した上で電力を抽出する構成としたため、電力として抽出する電力信号の電圧値が飽和することを防止し、送受信装置から供給される電力値が飽和することのない無線型被検体内情報取得システムを実現できるという効果を奏する。

【0020】

また、本発明にかかる無線型被検体内情報取得システムは、電力供給用コイルの内周を受信用コイルの外周に密着させる構成としたため、電力供給用コイルを新たに配置したにもかかわらずコイルの占有領域が拡大することなく、被検体内導入装置の大型化を抑制しつつ電力値の飽和を抑制することができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、この発明を実施するための最良の形態である無線型被検体内情報取得システムについて説明する。なお、図面は模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、それぞれの部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることはもちろんである。また、以下の実施の形態では、体腔内画像を撮像するカプセル型内視鏡システムを例としたものについて説明を行うが、被検体内情報は体腔内画像に限定されず、無線型被検体内情報取得システムがカプセル型内視鏡システムに限定されることはないのはもちろんである。

【0022】

図1は、本実施の形態にかかる無線型被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。図1に示すように、無線型被検体内情報取得システムは、無線送受信機能を有する送受信装置2と、被検体1の体内に導入され、送受信装置2から送信された無線信号から得られる駆動電力によって動作し、体腔内画像を撮像して送受信装置2に対してデータ送信を行うカプセル型内視鏡3とを備える。また、無線型被検体内情報取得システムは、送受信装置2が受信したデータに基づいて体腔内画像を表示する表示装置4と、送受信装置2と表示装置4との間のデータ受け渡しを行うための携帯型記録媒体5とを備える。送受信装置2は、被検体1によって着用される送受信ジャケット2aと、送受信ジャケット2aを介して送受信される無線信号の処理等を行う外部装置2bとを備える。

【0023】

表示装置4は、カプセル型内視鏡3によって撮像された体腔内画像を表示するためのものであり、携帯型記録媒体5によって得られるデータに基づいて画像表示を行うワークステーション等のような構成を有する。具体的には、表示装置4は、CRTディスプレイ、液晶ディスプレイ等によって直接画像を表示する構成としても良いし、プリンタ等のように、他の媒体に画像を出力する構成としても良い。

【0024】

携帯型記録媒体5は、外部装置2bおよび表示装置4に対して着脱可能であって、両者に対する挿着時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。具体的には、携帯型記録媒体5は、カプセル型内視鏡3が被検体1の体腔内を移動している間は外部装置2bに挿

10

20

30

40

50

着されてカプセル型内視鏡 3 から送信されるデータを記録する。そして、カプセル型内視鏡 3 が被検体 1 から排出された後、つまり、被検体 1 の内部の撮像が終わった後には、外部装置 2 b から取り出されて表示装置 4 に挿着され、表示装置 4 によって記録したデータを読み出される構成を有する。外部装置 2 b と表示装置 4 との間のデータの受け渡しをコンパクトフラッシュ（登録商標）メモリ等の携帯型記録媒体 5 によって行うことで、外部装置 2 b と表示装置 4 との間が有線接続された場合と異なり、被検体 1 が体腔内の撮影中に自由に動作することが可能となる。

【 0 0 2 5 】

送受信装置 2 は、カプセル型内視鏡 3 に対して電力送信を行う給電装置としての機能を有すると共に、カプセル型内視鏡 3 から送信された体腔内画像データを受信する受信装置としての機能も有する。図 2 は、送受信装置 2 の構成を模式的に示すブロック図である。図 2 に示すように、送受信装置 2 は、被検体 1 によって着用可能な形状を有し、受信アンテナ A 1 ~ A n および給電用アンテナ B 1 ~ B m を備えた送受信ジャケット 2 a と、送受信された無線信号の処理等を行う外部装置 2 b とを備える。

【 0 0 2 6 】

外部装置 2 b は、カプセル型内視鏡 3 から送信された無線信号の処理を行う機能を有する。具体的には、外部装置 2 b は、図 2 に示すように、受信アンテナ A 1 ~ A n によって受信された無線信号に対して所定の処理を行い、無線信号の中からカプセル型内視鏡 3 によって取得された画像データを抽出し、出力する R F 受信ユニット 1 1 と、出力された画像データに必要な処理を行う画像処理ユニット 1 2 と、画像処理が施された画像データを記録するための記憶ユニット 1 3 とを備える。なお、記憶ユニット 1 3 を介して携帯型記録媒体 5 に画像データが記録される。

【 0 0 2 7 】

また、外部装置 2 b は、カプセル型内視鏡 3 に対して送信する無線信号の生成を行う機能を有する。具体的には、外部装置 2 b は、給電用信号の生成および発振周波数の規定を行う発振器 1 4 と、カプセル型内視鏡 3 の駆動状態の制御のためのコントロール情報信号を生成するコントロール情報入力ユニット 1 5 と、給電用信号とコントロール情報信号とを合成する重畳回路 1 6 と、合成された信号の強度を増幅する増幅回路 1 7 とを備える。増幅回路 1 7 で増幅された信号は、給電用アンテナ B 1 ~ B m に送られ、カプセル型内視鏡 3 に対して送信される。なお、外部装置 2 b は、所定の蓄電装置または A C 電源アダプタ等を備えた電力供給ユニット 1 8 を備え、外部装置 2 b の構成要素は、電力供給ユニット 1 8 から供給される電力を駆動エネルギーとしている。

【 0 0 2 8 】

次に、カプセル型内視鏡 3 について説明する。図 3 は、カプセル型内視鏡 3 の構成を模式的に示すブロック図である。図 3 に示すように、カプセル型内視鏡 3 は、被検体 1 の内部を撮影する際に撮像領域を照射するための L E D 1 9 と、L E D 1 9 の駆動状態を制御する L E D 駆動回路 2 0 と、L E D 1 9 によって照射された領域の撮像を行う C C D 2 1 とを備える。また、カプセル型内視鏡 3 は、C C D 2 1 の駆動状態を制御する C C D 駆動回路 2 2 と、C C D 2 1 によって撮像された画像データを変調して R F 信号を生成する R F 送信ユニット 2 3 と、R F 送信ユニット 2 3 から出力された R F 信号を送信する送信アンテナ部 2 4 と、L E D 駆動回路 2 0、C C D 駆動回路 2 2 および R F 送信ユニット 2 3 の動作を制御するシステムコントロール回路 3 2 とを備える。

【 0 0 2 9 】

これらの機構を備えることにより、カプセル型内視鏡 3 は、被検体 1 内に導入されている間、L E D 1 9 によって照明された被検部位の画像情報を C C D 2 1 によって取得する。そして、取得された画像情報は、R F 送信ユニット 2 3 において R F 信号に変換された後、送信アンテナ部 2 4 を介して外部に送信される。

【 0 0 3 0 】

また、カプセル型内視鏡 3 は、送受信装置 2 から送られてきた無線信号を受信する受信アンテナ部 2 5 と、受信アンテナ部 2 5 で受信した信号に対して電圧変換を行う電圧変換

10

20

30

40

50

回路 26 と、電圧値が変換された信号から給電用信号を分離する分離回路 27 とを備える。さらに、カプセル型内視鏡 3 は、分離された給電用信号から電力を再生する電力再生回路 28 と、再生された電力を昇圧する昇圧回路 29 と、昇圧された電力を蓄積する蓄電器 30 とを備える。また、カプセル型内視鏡 3 は、分離回路 27 で給電用信号と分離された成分からコントロール情報信号の内容を検出し、必要に応じて LED 駆動回路 20、CCD 駆動回路 22 およびシステムコントロール回路 32 に対して制御信号を出力するコントロール情報検出回路 31 を備える。

【0031】

これらの機構を備えることにより、カプセル型内視鏡 3 は、まず、送受信装置 2 から送られてきた無線信号を受信アンテナ部 25 において受信し、電圧変換回路 26 で電圧変換を行った後に分離回路 27 によって無線信号から給電用信号およびコントロール情報信号を分離する。コントロール情報信号は、コントロール情報検出回路 31 を経て LED 駆動回路 20、CCD 駆動回路 22 およびシステムコントロール回路 32 に出力され、LED 19、CCD 21 および RF 送信ユニット 23 の駆動状態の制御に使用される。一方、給電用信号は、電力再生回路 28 によって電力として再生され、再生された電力は昇圧回路 29 によって電位を蓄電器 30 の電位にまで昇圧された後、蓄電器 30 に蓄積される。蓄電器 30 は、システムコントロール回路 32 その他の構成要素に対して電力を供給する。このように、カプセル型内視鏡 3 は、送受信装置 2 からの無線送信によって電力を供給される構成を有する。

【0032】

次に、カプセル型内視鏡 3 の構成要素のうち、受信アンテナ部 25 および電圧変換回路 26 の構成について説明する。図 4 は、受信アンテナ部 25 を構成する受信用共振回路 33 と、電圧変換回路 26 との関係を示す回路図である。図 4 に示すように、受信用共振回路 33 は、受信用コイル 34 と受信用コンデンサ 35 とを備える。受信用共振回路 33 は、受信用コイル 34 の自己インダクタンス値と受信用コンデンサ 35 の静電容量値とに基づいて定まる共振周波数を有し、共振周波数が送受信装置 2 に備わる発振器 14 の周波数とほぼ等しい値となるよう受信用コイル 34 および受信用コンデンサ 35 の形状等が定められている。

【0033】

一方、電圧変換回路 26 は、受信用コイル 34 の近傍に配置された電力供給用コイル 36 を備え、無線信号の受信時に受信用コイル 34 において生じる磁界に基づいて電力供給用コイル 36 に誘導起電力が生じる構成を有する。ここで、電力供給用コイル 36 は、後述する理由に基づき、受信用コイル 34 の巻数よりも少ない巻数を備えた構造を有する。

【0034】

受信用コイル 34 と電力供給用コイル 36 との具体的構成について説明する。図 5 は、受信用コイル 34 と電力供給用コイル 36 との具体的構成を示す模式図である。図 5 に示すように、従来と同様の構造を有する受信用コイル 34 に対して、電力供給用コイル 36 は、受信用コイル 34 の外周上に少なくともその内周が接触し、より好ましくは密着するよう巻かれた構造を有する。ここで、受信用コイル 34 と電力供給用コイル 36 は例えば絶縁被覆された銅線等によって構成され、互いに電氣的に絶縁された構造を有する。かかる位置関係を有することによって、受信用コイル 34 で生じた磁界の大部分は、電力供給用コイル 36 内を通過することとなる。

【0035】

次に、電圧変換回路 26 の動作について説明する。まず、受信用共振回路 33 は、送受信装置 2 から送信される無線信号の周波数とほぼ等しい共振周波数を有することによって受信時に無線信号に共振し、回路内に電流が流れる。そして、受信時に受信用共振回路 33 内に流れる電流の変化に応じて、受信用コイル 34 において、無線信号に対応した磁界が図 4 の矢印に示すように生じる。

【0036】

受信用コイル 34 で生じた磁界は受信用コイル 34 の近傍に設けられた電力供給用コイ

10

20

30

40

50

ル 3 6 に到達し、電力供給用コイル 3 6 は、かかる磁界の強度変化に基づいて誘導起電力を生じる。ここで、コイルの巻数の大小関係により、電力供給用コイル 3 6 で生じる誘導起電力は、受信用コイル 3 4 で生じる電圧の値よりも小さな値となる。この誘導起電力に対応して電力供給用コイル 3 6 には所定の電流が流れ、かかる電流および誘導起電力に基づいて電力が再生され、再生された電力が蓄電器 3 0 に蓄積される。そして、カプセル型内視鏡 3 は、蓄電器 3 0 に蓄積された電力を用いて、撮像等の所定の機能を発揮すべく動作を行う。

【 0 0 3 7 】

次に、本実施の形態にかかる無線型被検体内情報取得システムの利点について説明する。まず、本実施の形態にかかる無線型被検体内情報取得システムでは、電圧変換回路 2 6 を備えることによって無線送信を介して高強度の電力を供給できるという利点を有する。

10

【 0 0 3 8 】

既に説明したように、カプセル型内視鏡 3 は、被検体 1 によって飲み込まれて被検体 1 内部を移動する構成を有することから、被検体 1 に与える負荷を低減するために小型化する必要があり、受信アンテナ部 2 5 を構成する受信用コイル 3 4 も小型形状とせざるを得なかった。従って、受信用共振回路 3 3 から直接電流を取り出す構成とした場合には、送信される電力の強度が高くなるにつれて出力される電圧値が飽和し、送信された無線信号の一部が電力として取り出せない可能性があった。

【 0 0 3 9 】

このため、本実施の形態では、カプセル型内視鏡 3 は、送信される無線信号と共振するための受信用共振回路 3 3 を備えた受信アンテナ部 2 5 とは別に、受信用共振回路 3 3 で生じる電気信号の電圧値を低減する電圧変換回路 2 6 を有することとしている。電圧変換回路 2 6 によって受信した電気信号の電圧値を変換した後に分離回路 2 7 等へ出力する構成とした場合には、受信用共振回路 3 3 から直接電力を抽出した場合よりも、電圧値の飽和が生じにくいことが発明者等によって確認されている。電圧飽和の発生回避がいかなるメカニズムによるものかは現時点では必ずしも明らかではないが、おそらくは共振回路と異なる回路構成を備えた電圧変換回路 2 6 から電力を抽出する構成としたことによるものと考えられる。

20

【 0 0 4 0 】

以上のことから、本実施の形態にかかる無線型被検体内情報取得システムは、電圧変換回路 2 6 を利用することで、送信される無線信号の強度に関わらず、抽出される電力の強度に飽和が生じることを抑制できるという利点を有する。すなわち、本実施の形態においてカプセル型内視鏡 3 は、送受信装置 2 から送信される無線信号の強度に応じた駆動電力を得ることが可能となり、本実施の形態にかかる無線型被検体内情報取得システムは、無線送信を介して高強度の電力を供給することが可能となる。

30

【 0 0 4 1 】

また、本実施の形態にかかる無線型被検体内情報取得システムは、図 5 に示すような電力供給用コイル 3 6 を備えることで電圧変換に伴う電力値の低下を抑制できるという利点を有する。図 5 に示すように、電力供給用コイル 3 6 は、受信用コイル 3 4 の外周上にその内周が配置されるよう構成されており、無線信号の受信時に受信用コイル 3 4 によって形成された磁界が電力供給用コイル 3 6 内を漏れることなく通過することとなる。このため、受信用コイル 3 4 によって生じた磁界を電力供給用コイル 3 6 における電磁誘導に漏れなく利用することが可能となり、電力低下を抑制しつつ電圧変換を行うことが可能である。

40

【 0 0 4 2 】

さらに、電力供給用コイル 3 6 が図 5 に示す構造を有することで、カプセル型内視鏡 3 を大型化することなく高効率の電力伝送を行えるという利点を有する。すなわち、受信用コイル 3 4 と電力供給用コイル 3 6 とを別個独立に配置した構造とするのではなく、受信用コイル 3 4 の外周上に電力供給用コイル 3 6 の内周が位置するよう配置することで、コイル内部の大部分を共有する構成となる。このため、電力供給用コイル 3 6 を新たに設け

50

て、電力の利用効率を向上させた構成としたにも関わらず、カプセル型内視鏡 3 内部においてコイル部分の占有領域が増加することはなく、従来と同程度の大きさのカプセル型内視鏡 3 を実現することが可能である。なお、図 5 に示した構造の受信用コイル 3 4 の内部空間に L E D 1 9、C C D 2 1 等のカプセル型内視鏡 3 の構成要素のすべてまたは一部を配置する構成としても良く、かかる構成とした場合にはカプセル型内視鏡 3 をより小型化することが可能である。

【 0 0 4 3 】

以上、実施の形態によって本発明を説明してきたが、本発明は上記のものに限定されず、当業者であれば様々な実施例、変形例および応用例に想到することが可能である。例えば、本実施の形態では、カプセル型内視鏡は L E D、C C D 等を備えることによって被検体 1 内部の画像を撮像する構成としている。しかしながら、被検体内に導入される被検体内導入装置は、かかる構成に限定されるものではなく、たとえば温度情報や p H 情報などの他の被検体内情報を取得するものとしても良い。また、被検体内導入装置が振動子を備える構成として、被検体 1 内の超音波画像を取得する構成としても良い。さらに、これらの被検体内情報の中から複数の情報を取得する構成としても良い。

【 0 0 4 4 】

また、送受信装置からカプセル型内視鏡に対して送信される無線信号は、給電用信号とコントロール情報信号とを含むこととしたが、給電用信号のみを含むこととしても良いし、これら以外の信号を含むこととしても良い。すなわち、送受信装置からカプセル型内視鏡 3 に対して、電力に変換される給電用信号を無線送信する構成であれば本発明を適用することが可能である。

【 0 0 4 5 】

さらに、本実施の形態では、送受信装置 2 は、送受信ジャケット 2 a を備え、送受信ジャケット 2 a に受信用アンテナ A 1 ~ A n および給電用アンテナ B 1 ~ B m を備えた構成としたが、受信用アンテナおよび給電用アンテナを他の場所に配置する構成としても良い。さらに、送受信装置 2 と表示装置 4 との間で携帯型記録媒体 5 によってデータ転送を行うのではなく、送受信装置 2 と表示装置 4 との間を有線接続あるいは無線接続した構成としても良い。

【 0 0 4 6 】

また、電圧変換回路 2 6 の構造についても、必ずしも図 4 および図 5 に示すものに限定するものではない。図 4 および図 5 に示す構成は、電力低下を抑制すると共にカプセル型内視鏡 3 の大型化を抑制する一例として示したものであり、電圧変換回路としては、電圧変換機能を有するものであれば他の構造としても良い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 7 】

【図 1】実施の形態にかかる無線型被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】無線型被検体内情報取得システムを構成する送受信装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図 3】無線型被検体内情報取得システムを構成するカプセル型内視鏡の構成を模式的に示すブロック図である。

【図 4】カプセル型内視鏡を構成する受信用共振回路と電圧変換回路との関係を示す回路図である。

【図 5】受信用共振回路を構成する受信用コイルと、電圧変換回路を構成する電力供給用コイルとの具体的位置関係を示す図である。

【図 6】従来技術にかかるカプセル型内視鏡において、外部から送信される無線信号を受信して電力を抽出する構成を模式的に表す回路図である。

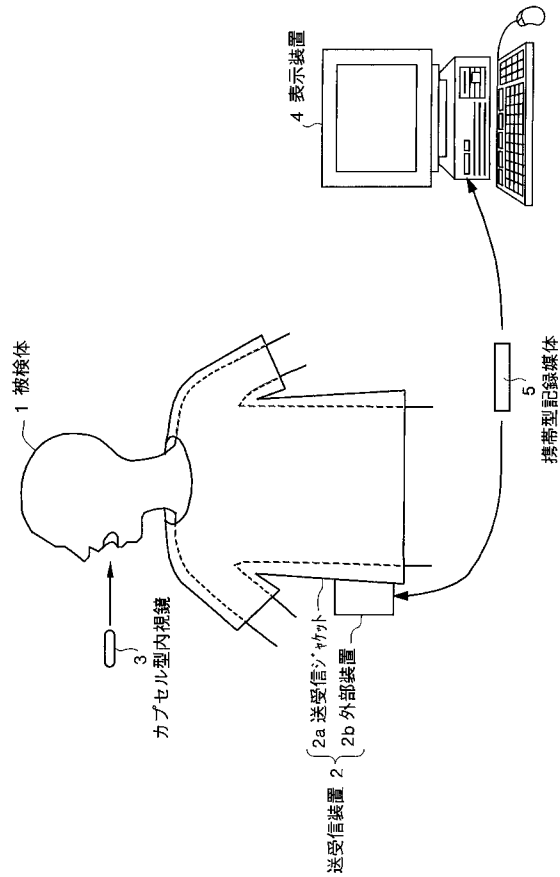
【図 7】従来技術にかかるカプセル型内視鏡において、受信される電力信号の電圧波形を示す模式的なグラフである。

【符号の説明】

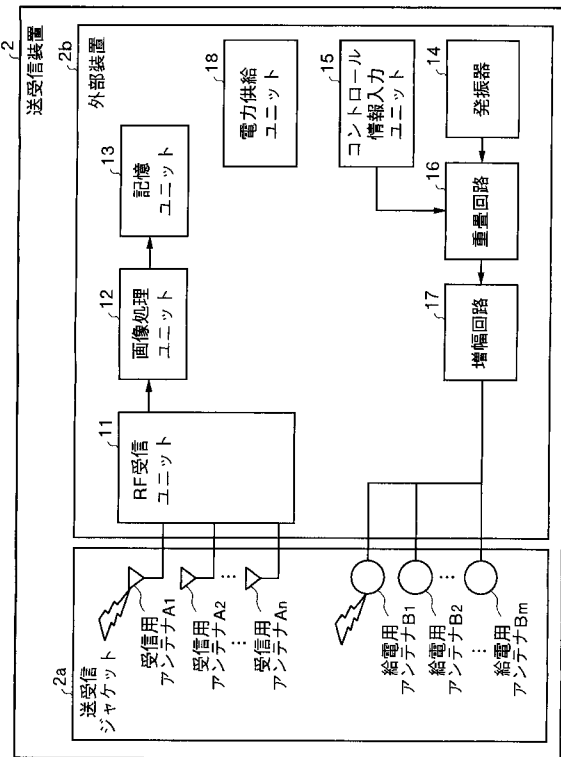
【 0 0 4 8 】

1	被検体	
2	送受信装置	
2 a	送受信ジャケット	
2 b	外部装置	
3	カプセル型内視鏡	
4	表示装置	
5	携帯型記録媒体	
6	電力供給用コイル	
1 1	R F 受信ユニット	10
1 2	画像処理ユニット	
1 3	記憶ユニット	
1 4	発振器	
1 5	コントロール情報入力ユニット	
1 6	重畳回路	
1 7	増幅回路	
1 8	電力供給ユニット	
1 9	L E D	
2 0	L E D 駆動回路	
2 1	C C D	20
2 2	C C D 駆動回路	
2 3	R F 送信ユニット	
2 4	送信アンテナ部	
2 5	受信アンテナ部	
2 6	電圧変換回路	
2 7	分離回路	
2 8	電力再生回路	
2 9	昇圧回路	
3 0	蓄電器	
3 1	コントロール情報検出回路	30
3 2	システムコントロール回路	
3 3	受信用共振回路	
3 4	受信用コイル	
3 5	受信用コンデンサ	
3 6	電力供給用コイル	

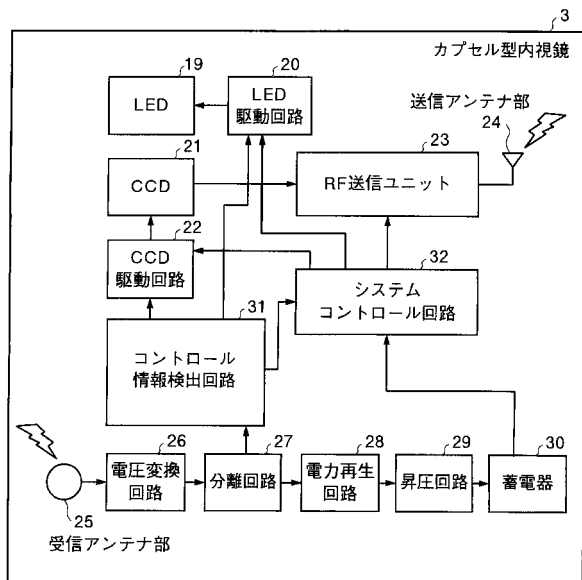
【図 1】



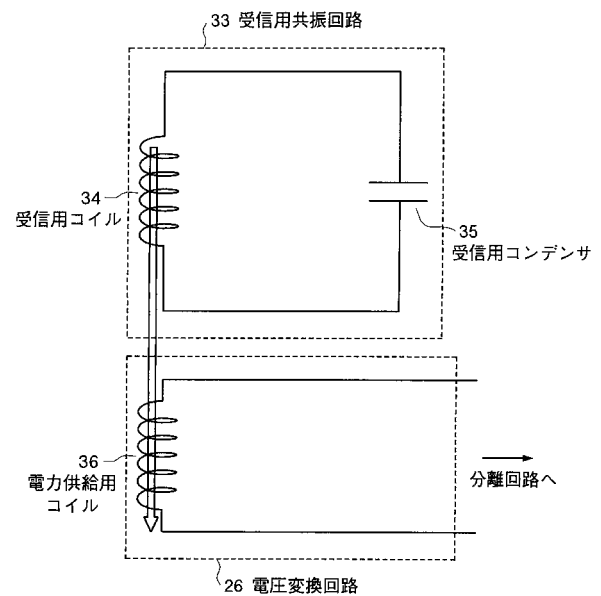
【図 2】



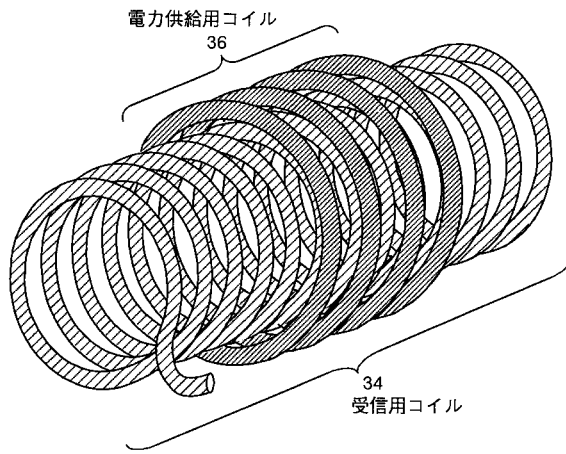
【図 3】



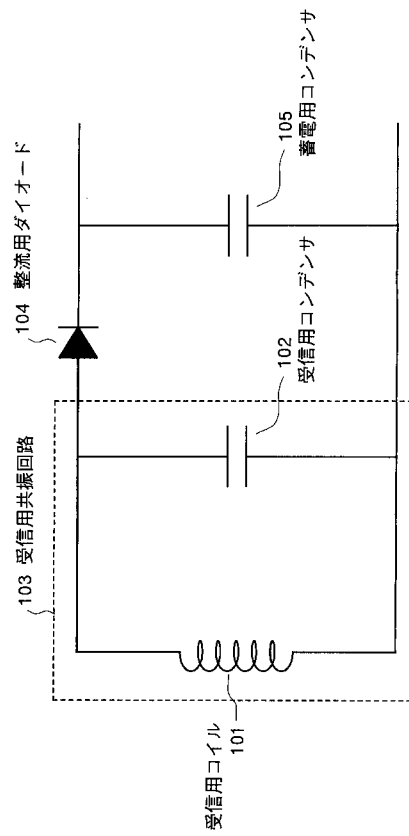
【図 4】



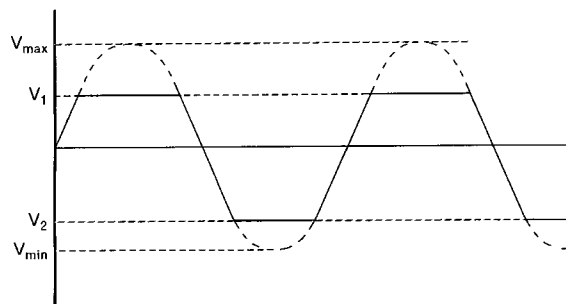
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 中土 一孝

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開平08-098437(JP,A)

特開2002-000556(JP,A)

特開2000-184606(JP,A)

特開2002-336192(JP,A)

特開2002-325826(JP,A)

国際公開第01/018936(WO,A1)

国際公開第02/080753(WO,A1)

特開2002-369810(JP,A)

特開2003-84994(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 5/07

专利名称(译)	无线型被検体内情报取得システム		
公开(公告)号	JP4472291B2	公开(公告)日	2010-06-02
申请号	JP2003286127	申请日	2003-08-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	清水初男 本多武道 橋本雅行 中土一孝		
发明人	清水 初男 本多 武道 橋本 雅行 中土 一孝		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J17/00.B H02J50/12		
F-TERM分类号	4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/JJ06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/JJ06		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005052363A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现无线体内信息获取系统，该系统不会使通过无线传输提供的功率强度饱和，同时避免增大诸如胶囊内窥镜的可插入身体的设备。用于在胶囊内窥镜中接收无线电信号的接收谐振电路，用于降低在由接收谐振电路接收时获得的电信号的电压的电压转换电路，有。接收谐振电路33包括接收线圈34，并且电压转换电路26包括电源线圈36，使得基于接收时在接收线圈34中产生的磁场的电磁感应使得电压能够被供应到电源线圈36。产生具有减小值的电信号。通过使用这种电信号提取电力，可以防止电力强度饱和。点域4

