

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

給電用信号と該給電用信号を反転した信号がそれぞれ供給されるブリッジ構成の第 1 および第 2 の増幅手段と、

前記第 1 および第 2 の増幅手段に電力を供給する電力供給手段と、

前記第 1 および第 2 の増幅手段の出力間に接続され、該第 1 および第 2 の増幅手段で増幅された給電用信号を無線送信する無線送信手段と、

前記第 2 の増幅手段と前記無線送信手段とを接続状態または接続断状態に切り換える切換手段と、

を備えたことを特徴とする電力供給装置。

10

【請求項 2】

前記電力供給装置は、予め設定された少なくとも 2 つの電力供給モードを検出し、該検出した電力供給モードに応じて、前記切換手段の切換動作を制御する制御手段を、

さらに備えことを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記検出した電力供給モードに応じて、前記電力供給手段の電力供給レベルを制御することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電力供給装置。

【請求項 4】

前記電力供給装置は、前記電力供給レベルを制御するための制御信号を、前記無線送信手段から無線送信することを特徴とする請求項 3 に記載の電力供給装置。

20

【請求項 5】

被検体内に導入される無線型被検体内情報取得装置と、前記被検体外に配置され、前記無線型被検体内情報取得装置に電力を供給する電力供給装置とを有する電力供給システムにおいて、

前記電力供給装置は、

給電用信号と該給電用信号を反転した信号がそれぞれ供給されるブリッジ構成の第 1 および第 2 の増幅手段と、

前記第 1 および第 2 の増幅手段に電力を供給する電力供給手段と、

前記第 1 および第 2 の増幅手段の出力間に接続され、該第 1 および第 2 の増幅手段で増幅された給電用信号を、無線型被検体内情報取得装置に無線送信する無線送信手段と、

30

前記第 2 の増幅手段と前記無線送信手段とを接続状態または接続断状態に切り換える切換手段と、

を備え、前記無線型被検体内情報取得装置は、

予め設定された所定の機能を実行する機能実行手段と、

前記無線送信される給電用信号を受信可能に構成された無線受信手段と、

前記受信された給電用信号に基づく電力を、前記機能実行手段に分配する電力分配手段と、

を備えたことを特徴とする電力供給システム。

【請求項 6】

前記電力供給装置は、予め設定された少なくとも 2 つの電力供給モードを検出し、該検出した電力供給モードに応じて、前記切換手段の切換動作を制御する制御手段を、

40

さらに備えことを特徴とする請求項 5 に記載の電力供給システム。

【請求項 7】

前記制御手段は、前記検出した電力供給モードに応じて、前記電力供給手段の電力供給レベルを制御することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の電力供給システム。

【請求項 8】

前記電力供給装置は、前記電力供給レベルを制御するための制御信号を、前記無線送信手段から無線送信し、

前記無線型被検体内情報取得装置は、

前記無線送信手段からの制御信号を無線受信可能に構成された無線受信手段を、

50

さらに備え、前記電力分配手段は、前記受信された制御信号に基づいて、前記電力を分配する機能実行手段を選択して電力分配を行うことを特徴とする請求項 5 ~ 7 のいずれか一つに記載の電力供給システム。

【請求項 9】

前記機能実行手段は、

前記無線型被検体内情報取得装置内において被検体内を照明する照明光を出力する照明手段と、

前記照明手段で照明された前記被検体内の画像情報を取得する撮像手段と、

前記取得された画像情報を無線送信する無線送信手段と、

所定の駆動機能を実行するための駆動手段と、

からなることを特徴とする請求項 5 ~ 8 のいずれか一つに記載の電力供給システム。

10

【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被検体内情報取得装置、たとえば飲み込み型のカプセル型内視鏡に外部から電力を供給する電力供給装置および電力供給システムに関し、特に無線装置へ異なるレベルの電力を供給する無線型の電力供給装置および電力供給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、被検者の生体から自然排出されるまでの観察期間、胃、小腸などの臓器の内部（体腔内）をその蠕動運動に伴って移動し、撮像機能を用いて順次撮像する構成である。

20

【0003】

また、これら臓器内の移動によるこの観察期間、カプセル型内視鏡によって体腔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、外部装置内に設けられた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。観察後は、医者もしくは看護師によって、外部装置のメモリに蓄積された画像データに基づいて、体腔内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。

30

【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、たとえば特許文献 1 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）が被検体の生体内に留置されるため、生体外からカプセル型内視鏡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ものがあった。すなわち、このシステムでは、外部装置に電力供給用アンテナを、この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、この外部装置から電力供給用アンテナ、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、生体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。

40

【0005】

【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】

【0006】

しかしながら、このような装置では、カプセル型内視鏡内に、姿勢制御や薬剤投入などを行うために、モータなどの動力源を備えるものがある。この動力源の駆動には、電力消費が大きくなるので、通常供給する電力よりも大きな電力の供給が必要になる。このよう

50

な場合には、一般的に昇圧回路を用いて電圧変換を行なって、駆動源の駆動が可能な電圧を供給するが、昇圧回路は生成する電圧が高くなるほど、電圧の昇圧される効率が悪くなるという問題がある。

【0007】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡のように被検体内に導入する装置（被検体内導入装置）への電力供給を効率良く行うことができる電力供給装置および電力供給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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる電力供給装置は、給電用信号と該給電用信号を反転した信号がそれぞれ供給されるブリッジ構成の第1および第2の増幅手段と、前記第1および第2の増幅手段に電力を供給する電力供給手段と、前記第1および第2の増幅手段の出力間に接続され、該第1および第2の増幅手段で増幅された給電用信号を無線送信する無線送信手段と、前記第2の増幅手段と前記無線送信手段とを接続状態または接続断状態に切り換える切換手段と、を備えたことを特徴とする。

10

【0009】

また、請求項2の発明にかかる電力供給装置は、上記発明において、前記電力供給装置は、予め設定された少なくとも2つの電力供給モードを検出し、該検出した電力供給モードに応じて、前記切換手段の切換動作を制御する制御手段を、さらに備えことを特徴とする。

20

【0010】

また、請求項3の発明にかかる電力供給装置は、上記発明において、前記制御手段は、前記検出した電力供給モードに応じて、前記電力供給手段の電力供給レベルを制御することを特徴とする。

【0011】

また、請求項4の発明にかかる電力供給装置は、上記発明において、前記電力供給レベルを制御するための制御信号を、前記無線送信手段から無線送信することを特徴とする。

【0012】

また、請求項5の発明にかかる電力供給システムは、被検体内に導入される無線型被検体内情報取得装置と、前記被検体外に配置され、前記無線型被検体内情報取得装置に電力を供給する電力供給装置とを有する電力供給システムにおいて、前記電力供給装置は、給電用信号と該給電用信号を反転した信号がそれぞれ供給されるブリッジ構成の第1および第2の増幅手段と、前記第1および第2の増幅手段に電力を供給する電力供給手段と、前記第1および第2の増幅手段の出力間に接続され、該第1および第2の増幅手段で増幅された給電用信号を、無線型被検体内情報取得装置に無線送信する無線送信手段と、前記第2の増幅手段と前記無線送信手段とを接続状態または接続断状態に切り換える切換手段と、を備え、前記無線型被検体内情報取得装置は、予め設定された所定の機能を実行する機能実行手段と、前記無線送信される給電用信号を受信可能に構成された無線受信手段と、前記受信された給電用信号に基づく電力を、前記機能実行手段に分配する電力分配手段と、を備えたことを特徴とする。

30

40

【0013】

また、請求項6の発明にかかる電力供給システムは、上記発明において、予め設定された少なくとも2つの電力供給モードを検出し、該検出した電力供給モードに応じて、前記切換手段の切換動作を制御する制御手段を、さらに備えことを特徴とする。

【0014】

また、請求項7の発明にかかる電力供給システムは、上記発明において、前記制御手段は、前記検出した電力供給モードに応じて、前記電力供給手段の電力供給レベルを制御することを特徴とする。

【0015】

また、請求項8の発明にかかる電力供給システムは、上記発明において、前記電力供給

50

装置は、前記電力供給レベルを制御するための制御信号を、前記無線送信手段から無線送信し、前記無線型被検体内情報取得装置は、前記無線送信手段からの制御信号を無線受信可能に構成された無線受信手段を、さらに備え、前記電力分配手段は、前記受信された制御信号に基づいて、前記電力を分配する機能実行手段を選択して電力分配を行うことを特徴とする。

【0016】

また、請求項9の発明にかかる電力供給システムは、上記発明において、前記機能実行手段は、前記無線型被検体内情報取得装置内において被検体内を照明する照明光を出力する照明手段と、前記照明手段で照明された前記被検体内の画像情報を取得する撮像手段と、前記取得された画像情報を無線送信する無線送信手段と、所定の駆動機能を実行するための駆動手段と、からなることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0017】

本発明にかかる電力供給装置および電力供給システムは、予め設定された電力供給レベルに応じて、一方の増幅手段と無線送信手段とを接続状態または接続断状態に切り換え制御することで、送信する電力の供給レベルを変えるので、カプセル型内視鏡のように被検体内に導入する装置（被検体内導入装置）への電力供給を効率良く行うことができるという効果を奏する。

【0018】

本発明にかかる電力供給装置および電力供給システムは、前記増幅手段と電力送信手段の接続状態を切り換え制御するとともに、増幅手段に電力を供給する電力供給手段の電力レベルを制御することで、送信する電力の供給レベルを変えるので、カプセル型内視鏡のように被検体内に導入する装置（被検体内導入装置）への電力供給をさらに効率良く行うことができるという効果を奏する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下に、本発明にかかる無線型電力供給装置および無線型電力供給システムの実施の形態を図1～図7の図面に基づいて詳細に説明する。なお、以下の図において、図1と同様の構成部分に関しては、説明の都合上、同一符号を付記するものとする。また、本発明は、これらの実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変更実施の形態が可能である。

30

【0020】

（実施の形態1）

図1は、本発明にかかる無線型電力供給システムをなす無線型被検体内情報取得システムの概念を示すシステム概念図である。図1において、このカプセル型内視鏡システムは、被検体1の体腔内に導入される無線型被検体内情報取得装置としての飲み込み型のカプセル型内視鏡2と、被検体1の外部に配置されて、カプセル型内視鏡2との間で各種の情報を無線通信する体外装置である通信装置3とを備えている。また、無線型被検体内情報取得システムは、通信装置3が受信したデータに基づいて画像表示を行う表示装置4と、通信装置3と表示装置4間でデータの入出力を行う携帯型記録媒体5とを備えている。

40

【0021】

カプセル型内視鏡2は、図2のブロック図に示すように、たとえば被検体1の体腔内における被検部位を照射するための照明手段（機能実行手段）としての発光素子（LED）20と、LED20の駆動状態を制御するLED駆動回路21と、LED20によって照射された領域からの反射光である体腔内の画像（被検体内情報）を撮像する撮像手段（機能実行手段）としての電荷結合素子（CCD）22と、CCD22の駆動状態を制御するとしてのCCD駆動回路23と、この撮像された画像信号をRF信号に変調するRF送信ユニット24と、RF送信ユニット24から出力されたRF信号を無線送信する無線送信手段（機能実行手段）としての送信アンテナ部25と、たとえば交流同期式の駆動手段（機能実行手段）としてのモータ26を備えている。また、カプセル型内視鏡2は、これら

50

LED駆動回路21、CCD駆動回路23、RF送信ユニット24およびモータ26の動作を制御するシステムコントロール回路27を備えることにより、このカプセル型内視鏡2が被検体1内に導入されている間、LED20によって照射された被検部位の画像データをCCD22によって取得するように動作している。この取得された画像データは、さらにRF送信ユニット24によってRF信号に変換され、送信アンテナ部25を介して被検体1の外部に送信されている。また、モータ26を駆動させて、被検体1内におけるカプセル型内視鏡2の姿勢制御や被検体1内に薬剤を注出する注出制御の動作を行っている。

【0022】

さらに、カプセル型内視鏡2は、通信装置3から送信された給電用信号を受信する無線受信手段としての受信アンテナ部41と、受信された給電用信号から電力を再生する電力再生回路43と、再生された電力を昇圧する昇圧回路44と、昇圧された電力を蓄積する蓄電器45を備える。なお、システムコントロール回路27は、蓄電器45から供給される駆動電力を他の構成要素に対して分配する機能も有する。このシステムコントロール回路27は、蓄電器45から供給される電力の供給レベルに応じて、駆動電力を供給する構成要素を選択して電力の分配動作を行う。たとえば、蓄電器45から供給される電力が小さい場合には、電力消費の大きいモータ26を除いた各構成要素(LED駆動回路21、CCD駆動回路23およびRF送信ユニット24)に電力を分配し、また蓄電器45から供給される電力が大きい場合には、モータ26を含めた構成要素に電力を分配する。

【0023】

これらの機構を備えることにより、カプセル型内視鏡2は、まず、通信装置3から送られてきた給電用信号を電力再生回路43によって電力として再生し、再生された電力は、昇圧回路44によって電位を蓄電器45の電位にまで昇圧された後、蓄電器45に蓄積される。蓄電器45は、システムコントロール回路27やその他の構成要素に対して電力を供給可能な構成を有する。このように、カプセル型内視鏡2は、通信装置3からの無線送信によって電力が供給される構成を有する。

【0024】

通信装置3は、給電用信号をカプセル型内視鏡2に送信する無線送信手段として送信装置の機能と、カプセル型内視鏡2から無線送信された体腔内の画像データを受信する無線受信手段として受信装置の機能を有する。図3は、図1に示した実施の形態1にかかる通信装置3の内部構成を示すブロック図である。図3において、通信装置3は、被検体1に着用されるとともに、複数の受信用アンテナA1~Anおよび複数の給電用アンテナB1~Bmを有する送受信衣類(たとえば送受信ジャケット)31と、送受信された無線信号の信号処理などを行う外部装置32とを備える。なお、n,mは、必要に応じて設定されるアンテナの任意の個数を示している。この受信用アンテナA1~Anおよび給電用アンテナB1~Bmは、カプセル型内視鏡2の被検体1内における位置や電波の受信状態などに応じて順次切り換えられて、最適なアンテナのみが使用されている。

【0025】

外部装置32は、受信用アンテナA1~Anによって受信された無線信号に対して復調などの所定の信号処理を行い、無線信号の中からカプセル型内視鏡2によって取得された画像データを抽出するRF受信ユニット33と、抽出された画像データに必要な画像処理を行う画像処理ユニット34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35とを備え、カプセル型内視鏡2から送信された無線信号の信号処理を行う。なお、この実施の形態では、記憶ユニット35を介して携帯型記録媒体5に画像データが記録されている。

【0026】

また、外部装置32は、カプセル型内視鏡2に対して送信する無線信号の生成を行う機能を有し、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36と、発振器36と接続されるブリッジ構成の第1および第2の増幅手段としての駆動回路37,38と、発振器36と駆動回路38間に接続されて駆動回路38に給電用信号を反転した信号を供給

10

20

30

40

50

するNOT回路39とを備える。さらに、外部装置32は、所定の蓄電装置またはAC電源アダプタなどを備えた電力供給ユニット40を備え、外部装置32の各構成要素は、電力供給ユニット40から供給される電力を駆動エネルギーとしている。また、外部装置32は、電力供給ユニット40から供給される電圧を電圧変換して、駆動回路37, 38に出力する昇圧回路などからなる電圧変換回路50を備える。外部装置32では、発振器36で生成され、駆動回路37, 38で増幅された信号は、給電用アンテナB1~Bmに出力されて、カプセル型内視鏡2に対して送信される。なお、この実施の形態では、電圧変換回路50は、効率良く昇圧することができる特定の倍率(固定倍率)で電力供給ユニットから出力される電圧を昇圧している。

【0027】

また、外部装置32は、外部から入力する指示信号から電力供給モードを検出するモード検出回路51と、駆動回路38と給電用アンテナB1~Bm間に設けられた切換手段としてのスイッチ素子52とを備える。外部装置32では、指示信号が高い電力供給(大電力モード)を指示する場合には、スイッチ素子52をa端子側に接続させて、駆動回路38と給電用アンテナB1~Bmとを接続状態にし、また指示信号が低い電力供給(省電力モード)を指示する場合には、スイッチ素子52をb端子(アース)側に接続させて、駆動回路38と給電用アンテナB1~Bmとを接続断状態にする。

【0028】

表示装置4は、カプセル型内視鏡2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など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、液晶ディスプレイなどによって直接画像を表示する構成としても良いし、プリンタなどのように、他の媒体に画像を出力する構成としても良い。

【0029】

携帯型記録媒体5は、外部装置32および表示装置4にも接続可能であって、両者に対して挿入されて、接続された時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。この実施の形態では、携帯型記録媒体5は、カプセル型内視鏡2が被検体1の体腔内を移動している間は、外部装置32に挿入されてカプセル型内視鏡2から送信されるデータを記録する。次に、カプセル型内視鏡2が被検体1から排出された後、つまり、被検体1の内部の撮像が終了した後は、外部装置32から取り出されて表示装置4に挿入され、この表示装置4によって、表示装置4に記録されたデータが読み出される構成を有する。たとえば、この携帯型記録媒体5は、コンパクトフラッシュ(登録商標)メモリなどから構成され、外部装置32と表示装置4とのデータの入出力を、携帯型記録媒体5を介して間接的に行うことができ、外部装置32と表示装置4との間が有線で直接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。

【0030】

次に、駆動回路37, 38の回路構成を図4の回路図に基づいて説明する。図4において、駆動回路37は、発振器36に接続される増幅器37aと、ゲート端子が増幅器37aの出力端子にそれぞれ接続されるFET(電界効果トランジスタ)37b, 37cと、一端がFET37b, 37cのソース端子と接続され、他端がコイルによって構成される給電用アンテナB1~Bmと接続されるコンデンサ37dとを備える。また、FET37bのドレイン端子は、DC/DCコンバータなどからなる電圧変換回路50に接続され、FET37cのドレイン端子は、アースされている。駆動回路37では、給電用信号が増幅器37aに供給され、給電用信号の増幅を行い、さらにDC/DCコンバータ50からの電圧の振幅分を加えた電圧に変位してコンデンサ37dを介して給電用アンテナB1~Bmに供給される。なお、ここでは、説明の都合上、代表して給電用アンテナB1の場合を説明する。

【0031】

また、駆動回路38は、NOT回路39に接続される増幅器38aと、ゲート端子が増幅器38aの出力端子にそれぞれ接続されるFET38b, 38cとを備える。また、F

10

20

30

40

50

E T 3 8 b のドレイン端子は、D C / D C コンバータ 5 0 に接続され、F E T 3 8 c のドレイン端子は、アースされている。駆動回路 3 8 では、給電用信号が増幅器 3 8 a に供給され、給電用信号の増幅を行い、さらに D C / D C コンバータ 5 0 からの電圧の振幅分を加えた電圧に変位してスイッチ素子 5 2 を介してコイル B 1 に供給される。

【 0 0 3 2 】

ここで、駆動回路 3 7 , 3 8 の動作を説明する。なお、ここでは、増幅器 3 7 a , 3 8 a の利得はともに等しく、この利得値 G をたとえば 5 倍とする。この場合に、まず発振器 3 6 から、たとえば最大振幅が ± 2.0 V の給電用信号が出力されると (E 点)、給電用信号は、増幅器 3 7 a に供給されるとともに、N O T 回路 3 9 で反転された後に増幅器 3 8 a に供給される。ここで、たとえば増幅器 3 7 a , 3 8 a に給電用信号の入力がない場合、 V_a (電力供給ユニット 4 0 内のバッテリー 4 0 a の電圧) = V_c (D C / D C コンバータから供給される電圧) = 2 0 V と仮定すると、コイル B 1 の両端 (B 点と D 点) の電圧は、それぞれ $V_c / 2 = 10$ V の電圧 (以下、「中点電圧」という) になっている。

10

【 0 0 3 3 】

ここで、発振器 3 6 から出力されるパルス信号 (給電用信号) の + 2.0 V の正極部分だけを考えると、増幅器 3 7 a で増幅された出力信号 (たとえば A 点の電圧 $V_b = 2.0$ V \times G = 10 V) によって、B 点の電圧は、中点電圧 $V_c / 2$ に V_b を加えた電圧、すなわち中点電圧に出力信号の振幅分を加算した電圧 ($V_c / 2$) + $V_b = 20$ V に変位する。

【 0 0 3 4 】

一方、N O T 回路 3 9 によって反転された信号が増幅器 3 8 a に供給されると、増幅器 3 8 a で増幅された出力信号 (たとえば C 点の電圧 $V_b = 2.0$ V \times G = 10 V) によって、D 点の電圧は、中点電圧 $V_c / 2$ から V_b を減じた電圧、すなわち中点電圧から出力信号の振幅分を減算した電圧 ($V_c / 2$) - $V_b = 0$ V に変位する。したがって、パルス信号の正極の入力電圧に対して、給電用アンテナ B 1 の両端の電圧の電位差は、 $V_c = 20$ V に変位したこととなる。

20

【 0 0 3 5 】

また、同様にパルス信号の - 2.0 V の負極部分だけを考えると、B 点の電圧は、中点電圧 $V_c / 2$ から V_b を減じた電圧 ($V_c / 2$) - $V_b = 0$ V に変位し、また D 点の電圧は、中点電圧 $V_c / 2$ に出力信号の振幅分を加算した電圧 ($V_c / 2$) + $V_b = 20$ V に変位する。

30

【 0 0 3 6 】

この結果、大電力モードの場合には、モード検出回路 5 1 は、スイッチ素子 5 2 を接点 a に接続させて、駆動回路 3 7 , 3 8 の両方から電圧が供給されるので、給電用アンテナ B 1 からは 20 V に対応した給電用信号が出力される。また、省電力モードの場合には、モード検出回路 5 1 は、スイッチ素子 5 2 を接点 b に接続させて、駆動回路 3 7 からのみ電圧が供給されるので、給電用アンテナ B 1 からは 10 V に対応した給電用信号が出力される。

【 0 0 3 7 】

カプセル型内視鏡 2 では、通信装置 3 から送信された給電用信号を受信アンテナ部 4 1 で受信し、この給電用信号から電力再生回路 4 3 が電力を再生し、さらに昇圧回路 4 4 でこの電力を昇圧してから、蓄電器 4 5 に蓄える。その後、この電力をシステムコントロール回路 2 7 に供給し、このシステムコントロール回路 2 7 で電力の供給レベルに応じた電力の分配、たとえば供給された電力が小さい場合 (モータ 2 6 の駆動が不要な省電力モードの場合) には、モータ 2 6 を除いた他の構成要素に電力を供給し、また供給された電力が大きい場合 (モータの駆動が必要な大電力モードの場合) には、モータ 2 6 を含めた構成要素に対して電力供給を行う。

40

【 0 0 3 8 】

このように、この実施の形態では、予め設定された電力モードに応じて、ブリッジ構成の増幅器のうち一方の増幅器と給電用アンテナとを接続状態または接続断状態に切り換

50

え制御することで、各電力モードに応じた電力をカプセル型内視鏡に供給することができるので、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡への電力供給を効率良く行うことができる。

【0039】

(実施の形態2)

図5は、図1に示した実施の形態2にかかる通信装置の内部構成を示すブロック図である。なお、カプセル型内視鏡は、図2に示した構成と同様の構成なので、ここでは説明を省略する。図5において、図3の通信装置と異なる点は、給電パワー制御回路53を設け、各電力モードに応じたスイッチ素子52の切り換え制御とともに、各電力モードに応じて電圧変換回路50で変換される給電パワーを制御する点である。

10

【0040】

なお、この場合には、発明が解決しようとする課題で記述したように、昇圧回路である電圧変換回路50で生成する電圧が高くなると、電圧の昇圧される効率が悪くなるので、この実施の形態の場合には、たとえば70%~80%以上の良好な効率で電圧を昇圧することができる範囲で、この給電パワー制御回路53によるパワー制御を行うことが好ましい。

【0041】

このように、この実施の形態では、駆動回路37, 38とスイッチ素子52を用いた切り換え制御によって電力モードに応じた電力供給を行うとともに、給電パワー制御回路53を用いて、実施の形態1に示した中点電圧を可変に調整設定できるように構成したので、たとえば電力モード毎に中点電圧を調整することで、電力供給を微調整することも可能となり、これによって被検体内に導入されたカプセル型内視鏡への電力供給をさらに効率良く行うことができる。

20

【0042】

(実施の形態3)

図6は、図1に示した実施の形態3にかかるカプセル型内視鏡の内部構成を示すブロック図であり、図7は図1に示した実施の形態3にかかる通信装置の内部構成を示すブロック図である。この実施の形態では、給電用信号に、電力モードの指示を行う制御信号またはカプセル型内視鏡2内の機能実行手段を動作制御するための制御信号を重畳させてカプセル型内視鏡に送信する場合を示している。

30

【0043】

図6において、カプセル型内視鏡2は、受信アンテナ部41で受信した信号から給電用信号と制御信号を分離する分離回路42と、分離された制御信号を検出し、必要に応じて機能実行手段(LED駆動回路21、CCD駆動回路23、モータ26およびシステムコントロール回路27)に対して制御信号を出力するコントロール信号検出回路28とを備える。コントロール信号検出回路28は、電力モードの指示を行う制御信号を検出すると、この制御信号が大電力モードを示唆するものか、省電力モードを示唆するものが判断し、該当する電力モードの制御信号をシステムコントロール回路27に出力する。システムコントロール回路27では、この制御信号を取り込むと、大電力モードの場合には、モータ26を含む機能実行手段に蓄電器45からの駆動電力を供給する。また、取り込んだ制御信号が省電力モードを示す場合には、システムコントロール回路27は、モータ26を除く機能実行手段に蓄電器45からの駆動電力を供給する。

40

【0044】

通信装置3は、図7に示すように、外部装置32内の駆動回路37と給電用アンテナB1~Bmとの間に、重畳回路54を接続させ、モード検出回路51からの制御信号を給電用信号に重畳して合成し、給電用アンテナB1~Bmを介して被検体1内のカプセル型内視鏡2に送信している。なお、本発明では、モード検出回路51の代わりに、カプセル型内視鏡2の駆動状態を制御するための制御信号を生成するコントロール信号入力ユニットを設け、このコントロール信号入力ユニットで、電力モードの指示を行う制御信号を生成するように構成しても良い。

50

【 0 0 4 5 】

このように、この実施の形態では、電力モードの指示を行う制御信号を、給電用信号に重畳して合成し、通信装置から被検体内のカプセル型内視鏡に対して送信し、カプセル型内視鏡が検出された制御信号に基づいて各機能実行手段を選択して、該当する機能実行手段に蓄電器からの駆動電力を供給するので、この実施例の場合もカプセル型内視鏡のように被検体内に導入する装置（被検体内導入装置）への電力供給を効率良く行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 6 】

【 図 1 】 本発明にかかる無線型電力供給システムをなす無線型被検体内情報取得システムの概念を示すシステム概念図である。 10

【 図 2 】 図 1 に示した実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡の内部構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 1 に示した実施の形態 1 にかかる通信装置の内部構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 図 3 に示した駆動回路の回路構成の一例を示す回路図である。

【 図 5 】 図 1 に示した実施の形態 2 にかかる通信装置の内部構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 図 1 に示した実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡の内部構成を示すブロック図である。 20

【 図 7 】 図 1 に示した実施の形態 3 にかかる通信装置の内部構成を示すブロック図である。

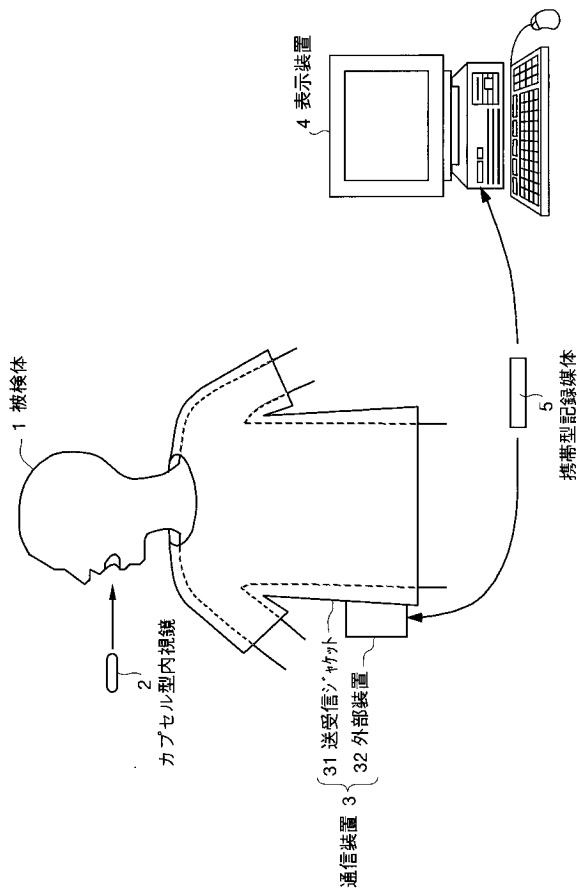
【 符号の説明 】

【 0 0 4 7 】

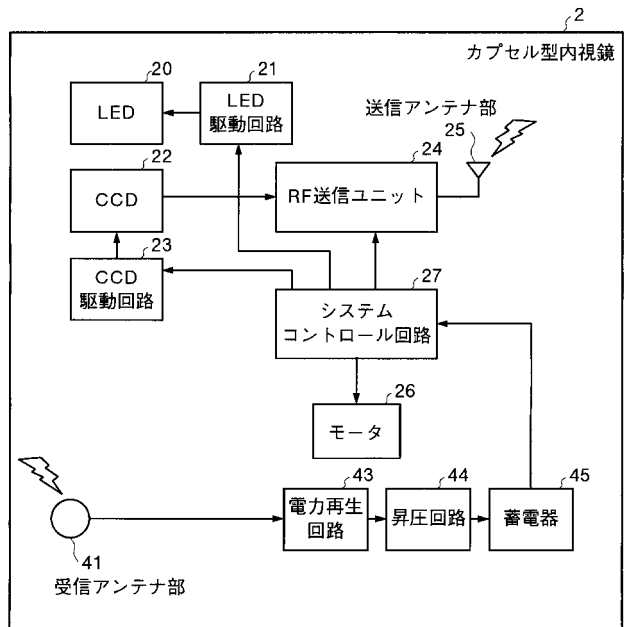
- | | | |
|------------|--------------|----|
| 1 | 被検体 | |
| 2 | カプセル型内視鏡 | |
| 3 | 通信装置 | |
| 4 | 表示装置 | |
| 5 | 携帯型記録媒体 | |
| 20 | LED | 30 |
| 21 | LED 駆動回路 | |
| 22 | CCD | |
| 23 | CCD 駆動回路 | |
| 24 | RF 送信ユニット | |
| 25 | 送信アンテナ部 | |
| 26 | モータ | |
| 27 | システムコントロール回路 | |
| 28 | コントロール信号検出回路 | |
| 32 | 外部装置 | |
| 33 | RF 受信ユニット | 40 |
| 34 | 画像処理ユニット | |
| 35 | 記憶ユニット | |
| 36 | 発振器 | |
| 37, 38 | 駆動回路 | |
| 37 a, 38 a | 増幅器 | |
| 37 b, 37 c | FET | |
| 37 d | コンデンサ | |
| 39 | NOT 回路 | |
| 40 | 電力供給ユニット | |
| 40 a | バッテリー | 50 |

- 4 1 受信アンテナ部
- 4 2 分離回路
- 4 3 電力再生回路
- 4 4 昇圧回路
- 4 5 蓄電器
- 5 0 電圧変換回路 (D C / D C コンバータ)
- 5 1 モード検出回路
- 5 2 スイッチ素子
- 5 3 給電パワー制御回路
- 5 4 重畳回路
- A 1 ~ A n 受信用アンテナ
- B 1 ~ B m 給電用アンテナ (コイル)

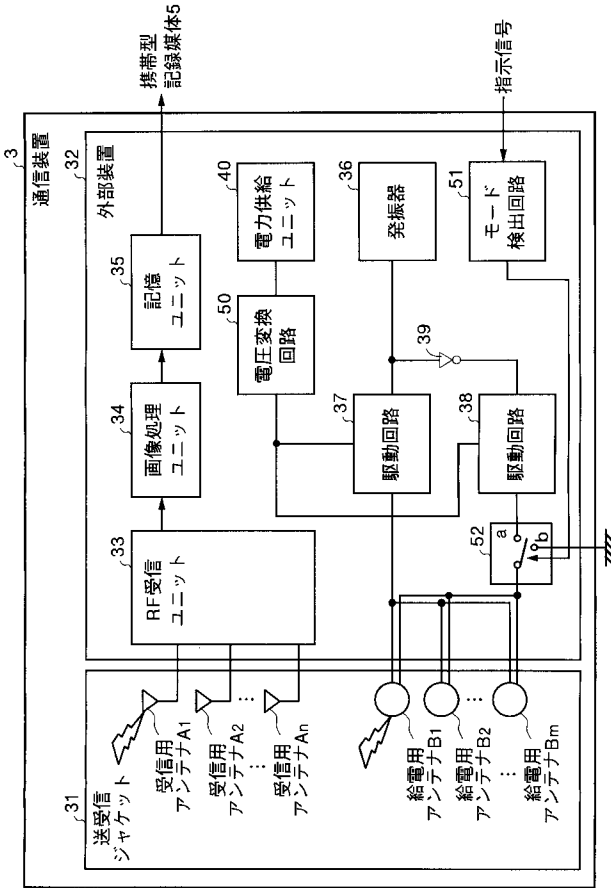
【 図 1 】



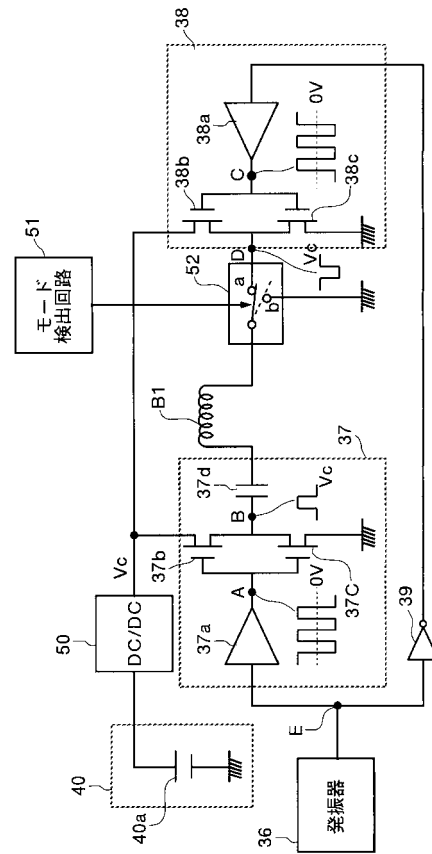
【 図 2 】



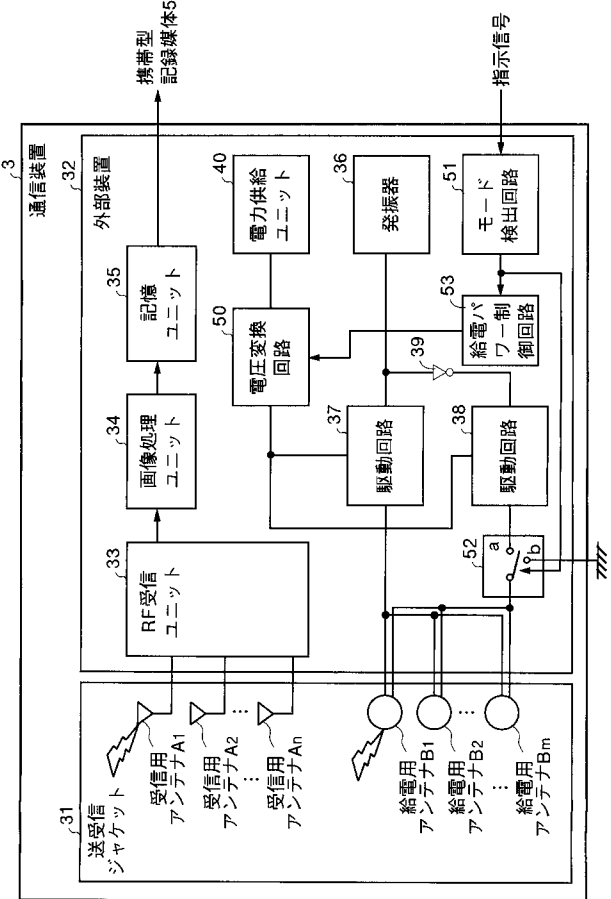
【 図 3 】



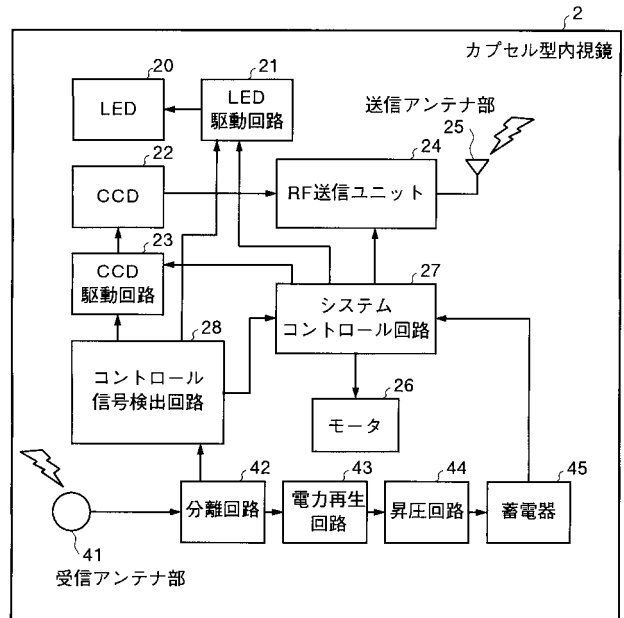
【 図 4 】



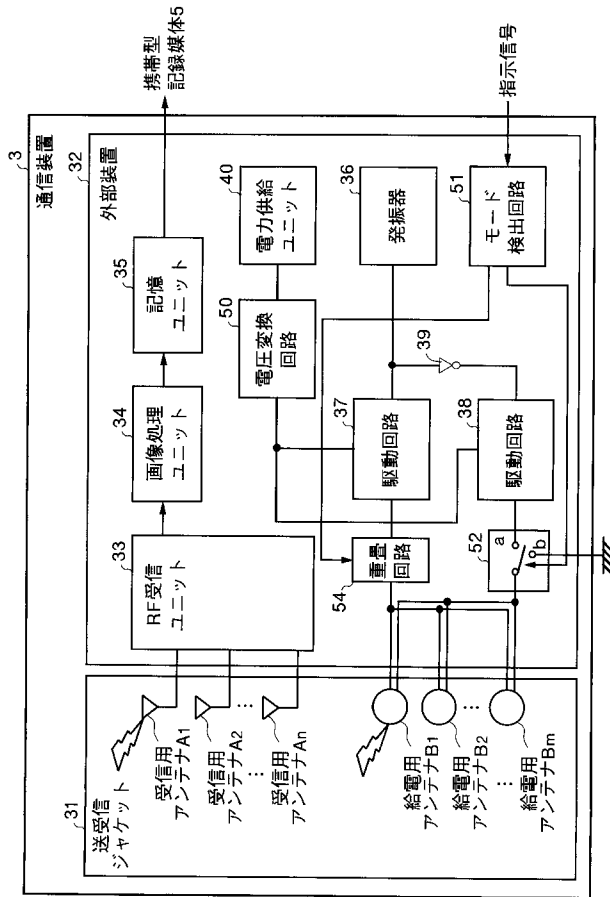
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	供电装置和供电系统		
公开(公告)号	JP2005124314A	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2003356870	申请日	2003-10-16
[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	清水初男 藁袋哲夫		
发明人	清水 初男 藁袋 哲夫		
IPC分类号	A61B5/07 A61B1/00 H02J17/00		
FI分类号	H02J17/00.A A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/00.683 H02J50/20 H02J50/40		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/GG22 4C061/HH51 4C161/DD07 4C161/GG22 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/UU07		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP4198022B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：根据功率模式向要被引入到诸如胶囊内窥镜的对象中的设备（对象中的引入设备）中的功能执行装置供电，从而实现胶囊内窥镜。为了有效地供电。模式检测电路（51）根据预设的功率模式中的大功率模式来控制开关元件（52）的切换，并且提供具有桥结构的驱动电路（37、38）的放大器（38a）之一。馈电天线B1至Bm被切换到连接状态，并且模式检测电路51根据省电模式切换和控制开关元件52以断开一个放大器38a和馈电天线B1至Bm。通过切换到该状态，将与各电力模式相对应的电力提供给胶囊型内窥镜2。[选择图]图3

