

(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2005-287150

(P2005-287150A)

(43) 公開日 平成17年10月13日(2005.10.13)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

H02J 17/00

H02J 7/00

F I

H02J 17/00

H02J 7/00

テーマコード (参考)

5G003

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-95880 (P2004-95880)

(22) 出願日 平成16年3月29日 (2004.3.29)

(71) 出願人 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 本多 武道

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号

オリンパス株式会社内

(72) 発明者 清水 初男

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号

オリンパス株式会社内

(72) 発明者 葉袋 哲夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号

オリンパス株式会社内

最終頁に続く

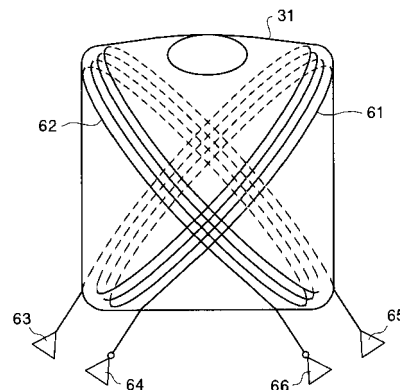
(54) 【発明の名称】 電力供給装置

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】被検体を覆うベスト31に、このベスト31の周面に斜めで、かつ対称的に巻回される2つの給電用のコイル61、62を設けて、ドライバ回路63～66を介して、これらコイル61、62に外部装置内の電力供給ユニットから電力を供給することで、コイル61、62に電流が流れて、これらコイル61、62を貫くように方向の異なる複数の磁束が発生して、無指向の磁界を発生させる。

【選択図】 図5



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の内部に導入されて、被検体内情報を取得する被検体内導入装置に対して、前記被検体の外部から電力を供給する電力供給装置において、

前記被検体を被覆する衣類の周面に巻回されて配設され、電力供給時に無指向性を有するコイルを形成する第 1 の導電線と、

前記コイルを介して被接触で前記被検体内導入装置に電力を供給する電力供給手段と、を備えたことを特徴とする電力供給装置。

## 【請求項 2】

前記コイルは、少なくとも 1 本の前記第 1 の導電線から形成され、前記電力供給時に、磁界が発生する軸を複数方向に形成させることによって、方向性が無指向の前記磁界を発生させることを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

10

## 【請求項 3】

前記コイルは、少なくとも前記衣類の周面に斜めで、かつ対称的に巻回される構成からな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、コイルを形成する第 2 の導電線が配設された保持手段を、

さらに備え、少なくとも 1 つの前記保持手段を前記衣類または前記被検体へ装着させ、前記電力供給手段は、前記第 1 および第 2 の導電線で形成される無指向性を有するコイルを介して被接触で前記被検体内導入装置に電力を供給することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の電力供給装置。

20

## 【請求項 5】

前記電力供給装置は、コイルを形成する第 2 の導電線が配設された保持手段を、

さらに備え、少なくとも 1 つの前記保持手段を前記衣類または前記被検体へ装着させるとともに、前記第 1 の導電線から形成されるコイルは、少なくとも前記衣類の周囲に上下に巻回され、前記電力供給手段は、前記第 1 および第 2 の導電線で形成される無指向性を有するコイルを介して被接触で前記被検体内導入装置に電力を供給することを特徴とする請求項 1 に記載の電力供給装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

30

## 【0001】

本発明は、被検体内に導入された被検体内導入装置、たとえば飲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電力供給装置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。

## 【0003】

40

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生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。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、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

50

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、外部装置に電力送信用アンテナを設けるとともに、このカプセル型内視鏡内部に電力受信アンテナを設け、この外部装置から送信用アンテナ、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、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。

【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】

10

【0006】

しかしながら、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡は、被検体の体腔内を方向や位置を変えて移動するので、指向性がその度に变化することとなる。したがって、このような電力送信システムでは、被検体である被検者が着用する衣類の表面に設けた平面的な一定の指向性のみアンテナを用いて、単に電力を供給するだけなので、体腔内の移動中に常に姿勢が变化する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なかつた。また、カプセル型内視鏡内に方向の異なる2つ以上のコイルを設けて、電力を供給し易くするなどの方法も考えられるが、複数のコイルを配設するための専用のスペースが必要となり、被検体内の情報取得するための機器の設置スペースが限られている状況下では、複数コイルの配設は好ましいものではない。

20

【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、被検体の内部に導入されて、被検体内情報取得する被検体内導入装置に対して、前記被検体の外部から電力を供給する電力供給装置において、前記被検体を被覆する衣類の周面に巻回されて配設され、電力供給時に無指向性を有するコイルを形成する第1の導電線と、前記コイルを介して被接触で前記被検体内導入装置に電力を供給する電力供給手段と、を備えたことを特徴とする。

30

【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、前記コイルは、少なくとも1本の前記第1の導電線から形成され、前記電力供給時に、磁界が発生する軸を複数方向に形成させることによって、方向性が無指向の前記磁界が発生させることを特徴とする。

【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、前記コイルは、少なくとも前記衣類の周面に斜めで、かつ対称的に巻回される構成からなることを特徴とする。

40

【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、コイルを形成する第2の導電線が配設された保持手段を、さらに備え、少なくとも1つの前記保持手段を前記衣類または前記被検体へ装着させ、前記電力供給手段は、前記第1および第2の導電線で形成される無指向性を有するコイルを介して被接触で前記被検体内導入装置に電力を供給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装置は、上記発明において、前記電力供給装置は、コイルを形成する第2の導電線が配設された保持手段を、さらに備え、少なくとも1

50

つの前記保持手段を前記衣類または前記被検体へ装着させるとともに、前記第1の導電線から形成されるコイルは、少なくとも前記衣類の周囲に上下に巻回され、前記電力供給手段は、前記第1および第2の導電線で形成される無指向性を有するコイルを介して被接触で前記被検体内導入装置に電力を供給することを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明にかかる電力供給装置は、被検者が装着するベストなどの衣類に導電線を巻回させて、電力供給時に発生する磁界の方向が無指向性を有するコイルを形成するので、被検体内に導入された被検体内導入装置の方向や位置がどのように変化しても、被検体内導入装置が、前記発生した磁束と交差することとなり、これによって起電力が生じて被検体内導入装置に電力が供給されるため、カプセル型内視鏡のように被検体内に導入する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。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下に、本発明にかかる被検体内情報取得装置の電力供給装置の実施の形態を図1～図12の図面に基づいて詳細に説明する。なお、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。

【0015】

(実施の形態1)

図1は、本発明にかかる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、この被検体内情報取得システムは、被検体1の体腔内に導入される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、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。

20

【0016】

図2は、図1に示したカプセル型内視鏡の内部構成を示すブロック図である。なお、以下の図において、図1と同様の構成部分は、説明の都合上、同一符号を付記するものとする。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の体腔内の被検部位を照射するための照明手段としての発光素子(LED)20および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)を撮像するセンサー手段(撮像手段)としての電荷結合素子(CCD)22およびCCD22の駆動状態を制御するCCD駆動回路23と、無線送信手段として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および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送信アンテナ部25とを備えている。

30

【0017】

また、カプセル型内視鏡2は、これらLED駆動回路21、CCD駆動回路23およびRF送信ユニット24の動作を制御するシステムコントロール回路26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。

40

【0018】

また、カプセル型内視鏡2は、通信装置3から送信された無線信号を受信可能に構成された無線受信手段としての受信アンテナ部27と、この受信アンテナ部27で受信された信号から所定の入力レベル(たとえば受信強度レベル)のコントロール信号を検出するコントロール信号検出回路28と、システムコントロール回路26およびコントロール信号検出回路28に電力を供給する受電回路29を備えている。

50

## 【0019】

コントロール信号検出回路28は、受信された信号のうち、所定入力レベル以上の信号（起動用信号）を検出し、その起動用信号をシステムコントロール回路26に出力するとともに、コントロール信号の内容を検出し、必要に応じてLED駆動回路21、CCD駆動回路23およびシステムコントロール回路26に対してコントロール信号を出力している。システムコントロール回路26は、受電回路29から供給される駆動電力を他の構成要素（機能実行手段）に対して分配する機能を有している。

## 【0020】

このシステムコントロール回路26は、たとえば各構成要素と受電回路29との間に接続された切り替え機能を有するスイッチ素子およびラッチ回路などを備えている。そして、このラッチ回路は、外部からの磁界が加わると、スイッチ素子をオン状態にし、それ以降はこのオン状態を保持して、受電回路29からの駆動電力をカプセル型内視鏡2内の各構成要素に供給している。なお、この実施の形態では、カプセル型内視鏡2内に備わる撮像機能を有する撮像手段、照明機能を有する照明手段および無線機能（一部）を有する無線送信手段を総称して、所定の機能を実行する機能実行手段とし、撮像手段および照明手段を第1の機能実行手段、また無線送信手段を第2の機能実行手段としている。具体的には、システムコントロール回路26、受信アンテナ部27およびコントロール信号検出回路28を除いたものは、所定の機能を実行する機能実行手段であり、以下では必要に応じてカプセル内機能実行回路と総称する。

## 【0021】

図3は、図2に示した受電回路の回路構成を示す回路図である。図3において、受電回路29は、送信される電力信号の周波数に合わせた共振周波数を有するように形成された受電用コイル29aとコンデンサ29bとを備えた受電用共振回路29cと、交流信号を直流信号に変換する整流用ダイオード29dと、整流用ダイオード29dで整流された電力を蓄積するコンデンサ29eと、このコンデンサ29eから供給される電力を昇圧する昇圧回路としてのDC/DCコンバータ29fとを備える。すなわち、この受電回路29では、受電用共振回路29cで受電された電力信号は、整流用ダイオード29dで整流された後に、コンデンサに蓄積され、さらにこの蓄積された電力を、DC/DCコンバータ29fで各機能実行手段の駆動電力として昇圧した後に、カプセル型内視鏡内のシステムコントロール回路26およびコントロール信号検出回路28に供給された後に、各機能実行手段に分配されて、この機能実行手段が動作する構成を有する。

## 【0022】

通信装置3は、起動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4は、図1に示した通信装置3の内部構成を示すブロック図である。図4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および複数の送信用アンテナB1～Bmを有する送受信用衣類（たとえば送受信用ベスト）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。

## 【0023】

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。

## 【0024】

また、外部装置32は、カプセル型内視鏡2の駆動状態を制御するためのコントロール

10

20

30

40

50

信号（起動用信号）を生成するコントロール信号入力ユニット36と、生成されたコントロール信号を無線周波数に変換して出力するRF送信ユニット回路37とを備えており、RF送信ユニット回路37で変換された信号は、送信用アンテナ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。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38を備え、外部装置32の各構成要素は、電力供給ユニット38から供給される電力を駆動エネルギーとしている。なお、電力供給ユニット38は、後述するベスト31などの衣類に配設されたコイル状の導電線（以下、単に「コイル」という）のドライバ回路にも、電力を供給している。

#### 【0025】

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など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。

#### 【0026】

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、両者に対して装着されて、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、携帯型記録媒体5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。

#### 【0027】

次に、導電線が配設される衣類の実施の形態1を図5の平面図に示す。図5において、コイルは、2本の導電線から形成されており、この形成されたコイル61, 62は、被り型の衣類（たとえばベスト）31の内周面に斜めで、かつ対称的に巻回されて配設されている。すなわち、被検者がこのベスト31を着用した時に、コイル61は、左肩から右腰の斜めのラインに、所定ピッチで螺旋状のループに巻回され、コイル62は、右肩から左腰の斜めのラインに、所定ピッチで螺旋状のループに巻回され、かつこれらコイル61, 62は、体の中心線上で互いに交差している。

#### 【0028】

これらコイル61, 62には、ドライバ回路63～66が接続されており、これらドライバ回路63～66は、上述した外部装置32の電力供給ユニット38と接続されている。そして、これらコイル61, 62には、ドライバ回路63～66を介して、電力供給ユニット38から電力が供給されており、この電力の供給によって、各コイル61, 62には、所定の強さの交流磁界がそれぞれ発生する。なお、このベスト31には、図示しない複数の受信用アンテナA1～Anおよび複数の送信用アンテナB1～Bmも配設されている。

#### 【0029】

図6は、図5に示した各コイル61, 62が発生する交流磁界を示す図である。図6において、各コイル61, 62の中心軸は、互いに直交しており、各コイル61, 62の磁束61a, 62aは、この2つの中心軸を中心にして、四方に放射状に発生し、かつ互いに交差しており、これによって方向性が無指向の交流磁界を生じさせることが可能となる。

#### 【0030】

ここで、これらコイル61, 62に電力供給ユニット38から電力が供給されると、コ

イル 6 1 , 6 2 に電流が流れ、図 6 に示しように、コイル 6 1 , 6 2 を貫くように方向の異なる複数の磁束 6 1 a , 6 2 a が発生して、無指向の磁界が生じる。そして、被検体 1 内に導入されたカプセル型内視鏡 2 がこの磁界内に到ると、電磁誘導により、受電用コイル 2 9 a (図 3 参照) に誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡 2 の内部に電力が供給される。なお、この図 6 以降の図では、図示の都合上、電力供給に最も関わる磁界を代表して示すものとする。

#### 【 0 0 3 1 】

このように、この実施の形態では、衣類の周面に斜めで、かつ対称的に巻回される 2 つの給電用のコイルを設けて、方向性が無指向の交流磁界を発生させるので、この交流磁界内で、かつ被検体内に導入されたカプセル型内視鏡の方向や位置がどのように変化しても、カプセル型内視鏡が、コイルから発生した磁束と交差することとなり、これによって誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡内に電力が供給されるため、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。

10

#### 【 0 0 3 2 】

また、この実施の形態では、方向性が無指向の交流磁界を発生させるので、たとえば従来の技術分野で示したカプセル型内視鏡に方向の異なる 2 つ以上のコイルを設けて受電するなどの必要がなくなり、1 つのコイルのみを設けるだけでよく、これにより上記電力の安定供給とともに、カプセル型内視鏡内の省スペース化を図ることもできる。

#### 【 0 0 3 3 】

なお、本発明では、たとえばこの給電用のコイルに、図 4 に示した送信用アンテナを兼ねさせることも可能である。この場合には、外部装置 3 2 のコントロール信号入力ユニット 3 6 は、電力供給ユニット 3 8 から供給される交流電力からなる電力供給用信号に、各種制御信号を重畳させてカプセル型内視鏡 2 に供給することとなり、これによって上記の効果を奏するとともに、外部装置の送信用アンテナを省くことが可能となり、部品点数および製作コストの削減を図ることも可能である。また、この実施の形態では、2 本の導電線で襷掛けの 2 個のコイルを形成したが、導電線の巻き方によっては、1 本の導電線でこの 2 個のコイルを形成することも可能である。

20

#### 【 0 0 3 4 】

(実施の形態 2)

図 7 は、図 1 に示したベストの実施の形態 2 を示す平面図である。図 7 において、図 5 の実施の形態 1 にかかるベストと異なる点は、ベスト 3 1 の内周面に上下に巻回されて配設されるコイル 7 0 を備える点である。このコイル 7 0 は、所定ピッチで螺旋状のループに巻回された 1 本の導電線から形成され、コイル 6 1 , 6 2 とベスト 3 1 の前面および後面で互いに交差している。

30

#### 【 0 0 3 5 】

このコイル 7 0 には、ドライバ回路 7 1 , 7 2 が接続されており、これらドライバ回路 7 1 , 7 2 は、上述した外部装置 3 2 の電力供給ユニット 3 8 と接続され、電力供給ユニット 3 8 から電力が供給されている。この電力供給によって、コイル 7 0 には、各コイル 6 1 , 6 2 と同様に、所定の強さの交流磁界が発生する。

#### 【 0 0 3 6 】

図 8 は、図 7 に示した各コイル 6 1 , 6 2 , 7 0 が発生する交流磁界を示す図である。図 8 において、コイル 6 1 , 6 2 の磁束 6 1 a , 6 2 a は、実施の形態 1 と同様であり、コイル 7 0 の磁束 7 0 a は、体の上下方向に形成される中心軸を中心にして、四方に放射状に発生し、コイル 6 1 , 6 2 の磁束 6 1 a , 6 2 a が互いに交差しており、これによって方向性が無指向の交流磁界を生じさせることが可能となる。

40

#### 【 0 0 3 7 】

この場合も、実施の形態 1 と同様に、これらコイル 6 1 , 6 2 , 7 0 に電力供給ユニット 3 8 から電力が供給されると、コイル 6 1 , 6 2 , 7 0 に電流が流れ、図 8 に示しように、コイル 6 1 , 6 2 , 7 0 を貫くように方向の異なる複数の複雑な磁束 6 1 a , 6 2 a , 7 0 a が発生して、無指向の磁界が生じる。そして、被検体 1 内に導入されたカプセル

50

型内視鏡 2 がこの磁界内に到ると、電磁誘導により、受電用コイル 29 a ( 図 3 参照 ) に誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡 2 の内部に電力が供給される。

【 0 0 3 8 】

このように、この実施の形態では、衣類の周面に斜めで、かつ対称的に巻回される 2 つの給電用のコイルと、この周面に上下に巻回される 1 つの給電用のコイルとを設けて、実施の形態 1 よりもさらに方向性が無指向の交流磁界を発生させるので、この交流磁界内で、かつ被検体内に導入されたカプセル型内視鏡の向きや方向がどのように変化しても、カプセル型内視鏡が、コイルから発生した磁束と交差することとなり、これによって誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡内に電力が供給されるため、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。なお、この実施の形態でも、導電線の巻き方によ

10

【 0 0 3 9 】

( 実施の形態 3 )

図 9 は、図 1 に示したベストの実施の形態 3 を示す平面図である。図 9 において、コイル 67 は、1本の導電線から形成されており、この形成されたコイル 67 は、ベスト 31 の内周面の前面と後面で互いに交差し、かつ側面で上下方向に所定のピッチになるように連続的に巻回されて配設されている。

【 0 0 4 0 】

このコイル 67 には、ドライバ回路 68 , 69 が接続されており、これらドライバ回路 68 , 69 は、上述した外部装置 32 の電力供給ユニット 38 と接続され、電力供給ユ

20

【 0 0 4 1 】

すなわち、このコイル 67 では、1つ1つのループに対応する中心軸が連続的に形成され、このコイル 67 の磁束は、これら中心軸を中心にして、四方に放射状に発生し、互いに交差してさらに多方向におよぶ磁束となり、かつこれら磁束が互いに交差する複雑な構成となる。これによって、この実施の形態でも、方向性が無指向の交流磁界を生じさせることが可能となる。この実施の形態でも、コイル 67 に電力供給ユニット 38 から電力が供給されると、無指向の磁界が生じる。そして、被検体 1 内に導入されたカプセル型内視鏡 2 がこの磁界内に到ると、電磁誘導により、受電用コイル 29 a ( 図 3 参照 ) に誘導起

30

【 0 0 4 2 】

このように、この実施の形態では、衣類の周面の前面と後面で互いに交差し、かつ側面で上下方向に所定のピッチになるように連続的に巻回される 1 つの給電用のコイルを設けて、実施の形態 1 , 2 よりもさらに磁束が複雑に交差されて、方向性が無指向の交流磁界を発生させるので、この交流磁界内で、かつ被検体内に導入されたカプセル型内視鏡の方向や位置がどのように変化しても、カプセル型内視鏡が発生した磁束と交差することとなり、これによって誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡内に電力が供給されるため、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。

【 0 0 4 3 】

( 実施の形態 4 )

図 10 は、図 1 に示したベストの実施の形態 4 を示す平面図である。図 10 において、この実施の形態では、ベスト 31 の内周面に上下に巻回されて配設されるコイル 70 を備える。このコイル 70 は、実施の形態 2 と同様に、所定ピッチで螺旋状のループに巻回された 1 本の導電線から形成されるとともに、ドライバ回路 71 , 72 を介して外部装置 32 の電力供給ユニット 38 と接続され、電力供給ユニット 38 から電力が供給されている。コイル 70 の磁束 70 a は、体の上下方向に形成される中心軸を中心にして、四方に放射状に発生している。

40

【 0 0 4 4 】

また、この実施の形態では、所定サイズの小片からなるシート部材 73 , 75 に、導電

50

線をたとえば同じ径の同心円で、かつ螺旋状のループに貼り合わせてコイル 74, 76 を作成することで保持部材をそれぞれ構成して、コイルの自己インダクタンスを一定にしている。また、これらシート部材 73, 75 の一面は、貼り合わせが可能なように粘着性を有している。これらシート部材 73, 75 は、ベスト 31 の前面と後面の略同一位置に対向して貼り合わされ、かつコイル 70 と交差している。これらコイル 74, 76 は、ドライバ回路 77 ~ 80 を介して外部装置 32 の電力供給ユニット 38 と接続され、電力供給ユニット 38 から電力が供給されている。なお、このコイルが形成されたシール部材 73, 75 は、必要に応じて任意の場所に貼り合わされている。

#### 【0045】

図 11 は、図 10 に示した各コイル 70, 74, 76 が発生する交流磁界を示す図である。なお、図 11 は、ベスト 31 の側面側から見た場合の交流磁界を示している。図 8 において、コイル 70 の磁束 70a は、実施の形態 2 と同様に、体の上下方向に形成される中心軸を中心にして、四方に放射状に発生している。また、コイル 74, 76 の磁束 81 は、コイル 74, 76 間では、中心軸を中心として収束するように磁束が形成され、一様の交流磁界を生じさせ、かつコイル 70 の磁束 70a と互いに交差しており、これによって方向性が無指向の交流磁界を生じさせることが可能となる。また、コイル 74, 76 のそれぞれの外方向（被検体外部の方向）の磁束 81 は、中心軸を中心として、四方に放射状に発生している。

10

#### 【0046】

ここで、これらコイル 70, 74, 76 に電力供給ユニット 38 から電力が供給されると、コイル 70, 74, 76 に電流が流れ、図 11 に示しように、コイル 70, 74, 76 を貫くように方向の異なる磁束 70a, 81 が発生して、無指向の磁界が生じる。そして、被検体 1 内に導入されたカプセル型内視鏡 2 がこの磁界内に到ると、電磁誘導により、受電用コイル 29a（図 3 参照）に誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡 2 の内部に電力が供給される。

20

#### 【0047】

このように、この実施の形態では、衣類の周面に上下に巻回される 1 つの給電用のコイルと、一对で磁界を発生させるパッチタイプの 2 つの給電用のコイルとを設けて、方向性が無指向の交流磁界を発生させるので、この交流磁界内で、かつ被検体内に導入されたカプセル型内視鏡の方向や位置がどのように変化しても、カプセル型内視鏡が、コイルから発生した磁束と交差することとなり、これによって誘導起電力が生じ、カプセル型内視鏡内に電力が供給されるため、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。また、この実施の形態では、パッチタイプの給電用のコイルを用いるので、必要に応じて任意の場所に交流磁界を発生させることができる。

30

#### 【0048】

なお、この実施の形態では、一組のパッチタイプの給電用のコイルを用いたが、本発明はこれに限らず、1 つのパッチタイプの給電用のコイルでも実施の形態 4 と同様の交流磁界を生じさせることが可能である。また、本発明では、一对のパッチタイプの給電用のコイルを複数用いることも無論可能であり、この場合には、同一場所または任意の複数の場所に多方向から異なる磁束を発生させることで、複雑に交差した磁束を構成させて、実施の形態 4 よりもさらに方向性が無指向の交流磁界を発生させることもできる。さらに、この実施の形態 4 のパッチタイプの給電用のコイルは、実施の形態 1 ~ 3 のコイルと組み合わせることも可能である。

40

#### 【0049】

また、図 12 は、図 10 に示したコイルが形成されたシート部材の別の例の構成を示す構成図である。図において、所定サイズの小片からなるシート部材 82 には、導電線を渦形状に貼り合わせてコイル 83 を作成することで保持部材を構成して、コイルの自己インダクタンスを一定にするとともに、図示しないドライバ回路を介して、電力供給ユニット 38 から電力が供給されると、コイル 83 に電流が流れ、図 11 に示したコイル 74, 76 と同様の磁束を発生させることができる。また、このシート部材 82 の一面も、貼り合わ

50

せが可能なように粘着性を有している。

【0050】

このような構成のシート部材82を、コイル70が形成された衣類、または被検体の体の部分に1枚、またはこれら衣類や体のたとえば前後、または左右に少なくとも2枚貼ることで、方向性が無指向の交流磁界を発生させることができるので、この例の場合も上述した実施の形態4と同様の効果を奏することができる。また、図12に示したシート部材は、同心円で異なる径のループを形成することにより、図10に示したシート部材のように、コイルのループを重ね合わせる必要がないので、図10に示したシート部材よりも厚みを薄く構成することが可能である。

【図面の簡単な説明】

10

【0051】

【図1】本発明にかかる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2】図1に示した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2に示した受電回路の回路構成を示す回路図である。

【図4】図1に示した通信装置の内部構成を示すブロック図である。

【図5】図1に示したベストの実施の形態1を示す平面図である。

【図6】図5に示した各コイルが発生する磁界を示す図である。

【図7】図1に示したベストの実施の形態2を示す平面図である。

【図8】図7に示した各コイルが発生する磁界を示す図である。

【図9】図1に示したベストの実施の形態3を示す平面図である。

20

【図10】図1に示したベストの実施の形態4を示す平面図である。

【図11】図10に示した各コイルが発生する磁界を示す図である。

【図12】図10に示したコイルが形成されたシート部材の別の例の構成を示す構成図である。

【符号の説明】

【0052】

- 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
- 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 システムコントロール回路
- 27 受信アンテナ部
- 28 コントロール信号検出回路
- 29 受電回路
- 29a 受電用コイル
- 29b, 29e コンデンサ
- 29c 受電用共振回路
- 29d 整流用ダイオード
- 29f DC/DCコンバータ
- 31 送受信用ベスト
- 32 外部装置
- 33 RF受信ユニット
- 34 画像処理ユニット

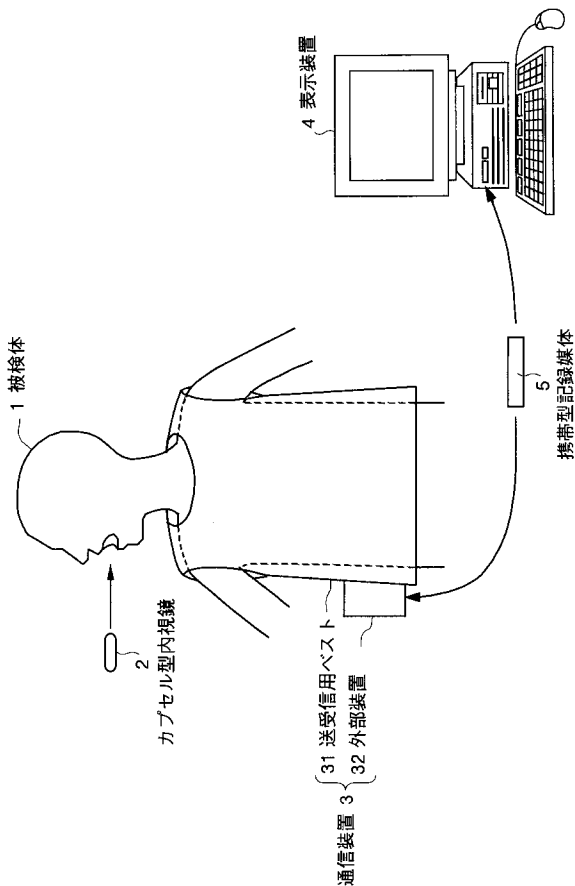
30

40

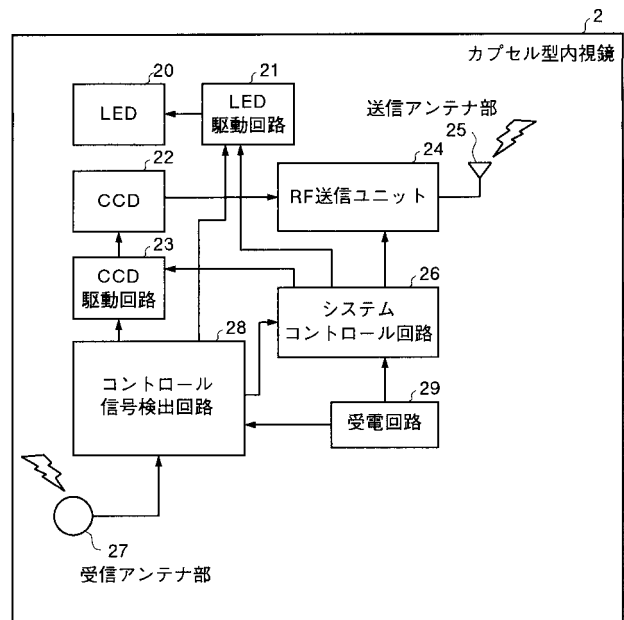
50

- 3 5 記憶ユニット
- 3 6 コントロール信号入力ユニット
- 3 7 RF送信ユニット回路
- 3 8 電力供給ユニット
- 6 1 , 6 2 , 7 0 , 7 4 , 7 6 , 8 3 給電用のコイル
- 6 1 a , 6 2 a , 7 0 a , 8 1 磁束
- 6 3 ~ 6 9 , 7 1 , 7 2 , 7 7 ~ 8 0 ドライバ回路
- 7 3 , 7 5 , 8 2 シート部材
- A 1 ~ A n 受信用アンテナ
- B 1 ~ B m 送信用アンテナ

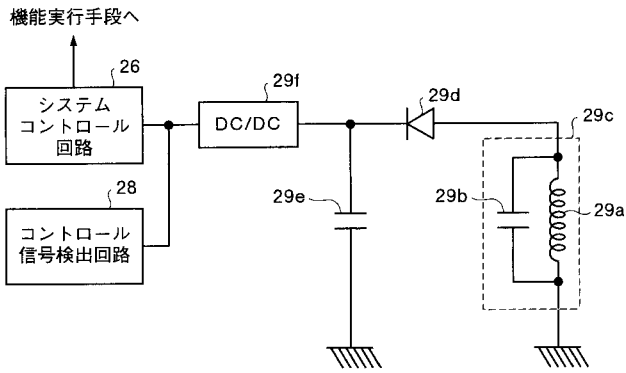
【 図 1 】



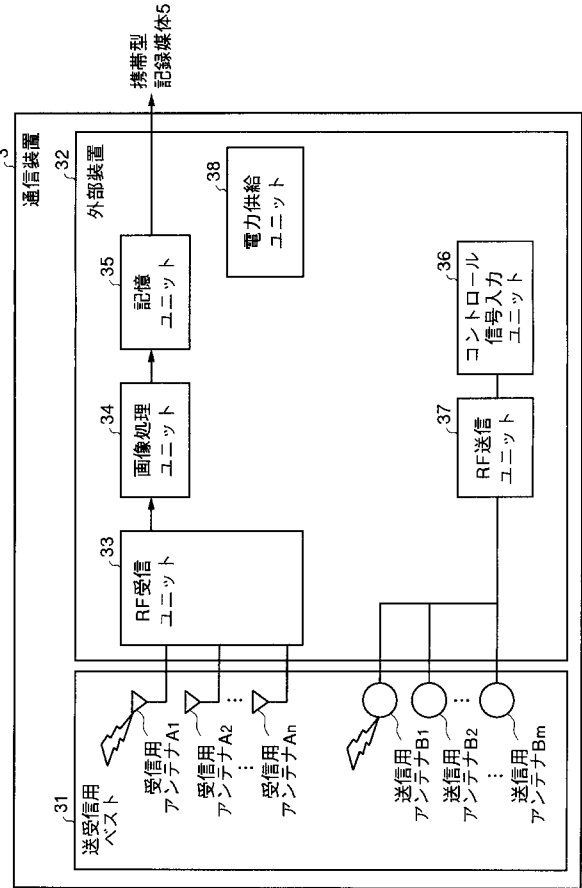
【 図 2 】



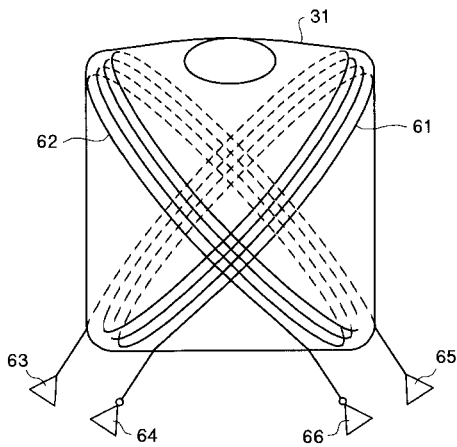
【 図 3 】



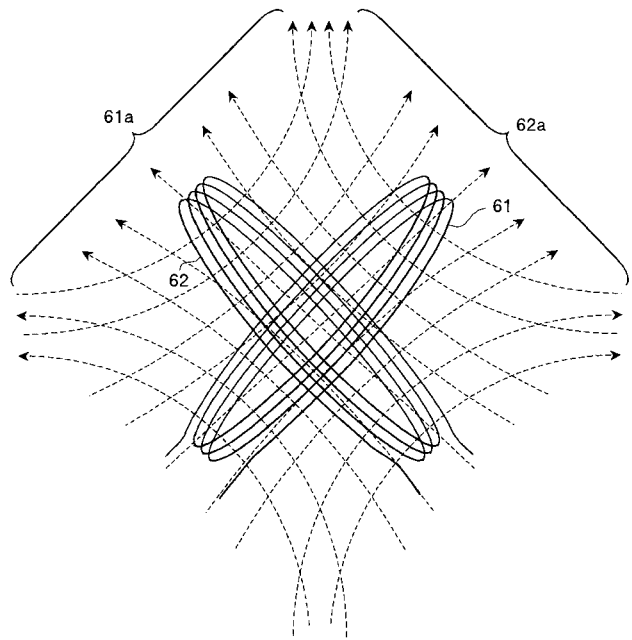
【 図 4 】



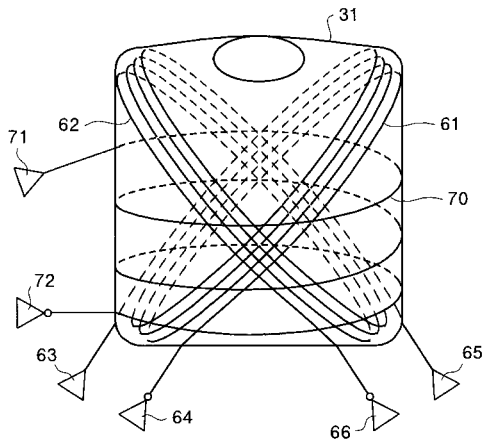
【 図 5 】



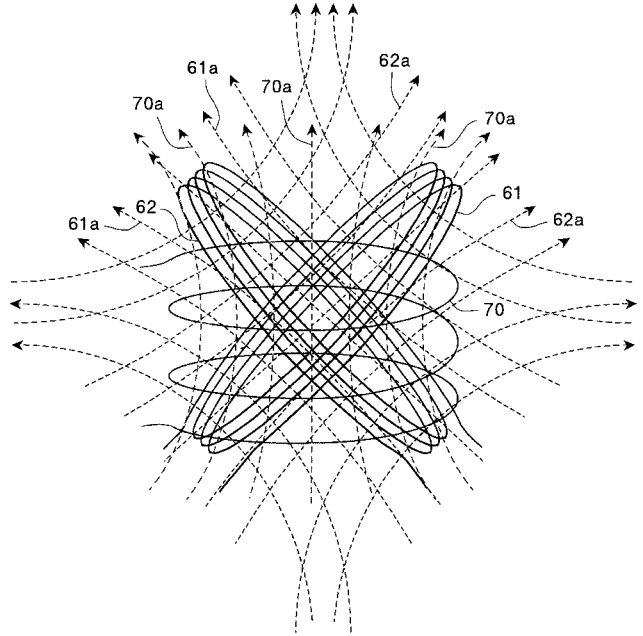
【 図 6 】



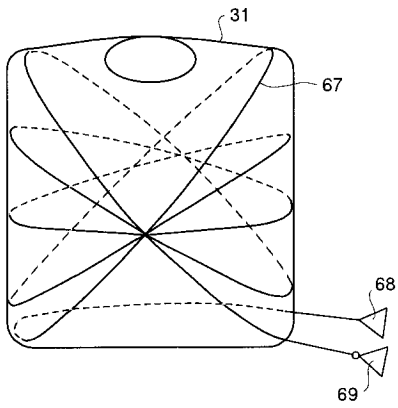
【 図 7 】



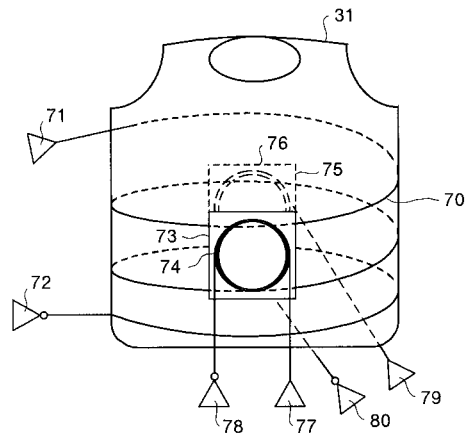
【 図 8 】



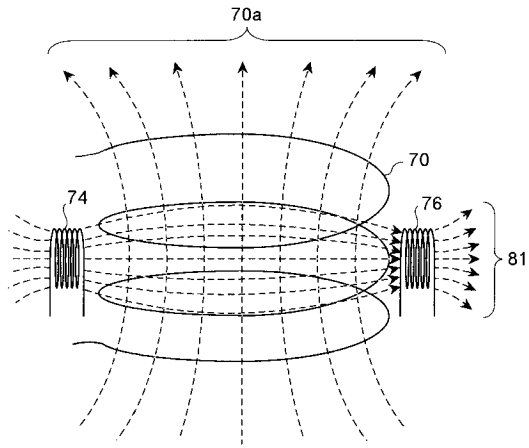
【 図 9 】



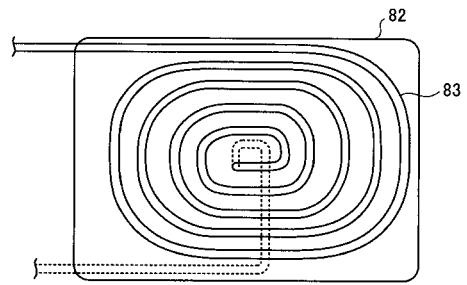
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



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4番2号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 5G003 AA01 BA01 GB08 GC05

专利名称(译)	电力供给装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005287150A</a>	公开(公告)日	2005-10-13
申请号	JP2004095880	申请日	2004-03-29
[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	本多武道 清水初男 藁袋哲夫 中土一孝		
发明人	本多 武道 清水 初男 藁袋 哲夫 中土 一孝		
IPC分类号	H02J7/00 A61B5/07 H02J5/00 H02J17/00		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/041 A61B5/073 A61B2560/0214 A61B2560/0219 H02J5/005 H02J50/12 H02J50/40		
FI分类号	H02J17/00.B H02J7/00.301.D A61B5/07 H02J50/10 H02J50/40		
F-TERM分类号	5G003/AA01 5G003/BA01 5G003/GB08 5G003/GC05 4C038/CC09 5G503/GB08		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP4054319B2 JP2005287150A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：为了有效地向被引入诸如胶囊内窥镜的对象中的设备（对象内引入设备）供电。 解决方案：覆盖受试者的背心31设有两个电源线圈61和62，两个电源线圈61和62沿对角线对称地缠绕在背心31的周围，并通过驱动电路63至66缠绕。 通过从外部装置中的电源单元向线圈61、62供电，电流流过线圈61、62，并且产生具有不同方向的多个磁通量以穿透线圈61、62。 然后，产生全向磁场。 [选择图]图5

