

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4054319号
(P4054319)

(45) 発行日 平成20年2月27日(2008.2.27)

(24) 登録日 平成19年12月14日(2007.12.14)

(51) Int. Cl. F 1
 H 0 2 J 17/00 (2006.01) H 0 2 J 17/00 B
 A 6 1 B 5/07 (2006.01) A 6 1 B 5/07

請求項の数 14 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2004-95880 (P2004-95880)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年3月29日(2004.3.29)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-287150 (P2005-287150A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成17年10月13日(2005.10.13)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成19年3月13日(2007.3.13)		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	藁袋 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) 【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、互いに交差し、当該各給電用コイル自体によって形成される内部空間が前記被検体内部となる2つの給電用コイルと、

前記2つの給電用コイルを介して非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2つの給電用コイルは、前記被検体の体の中心線に対して対称的に巻回される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2つの給電用コイルは、

前記衣類を装着した前記被検体の右肩と左腰とを通る螺旋状のループを形成する第1のコイルと、

前記衣類を装着した前記被検体の左肩と右腰とを通る螺旋状のループを形成する第2のコイルと、

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】

コイルを形成する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つの前記保持手段は、前記衣類または前記被検体へ装着され、
 前記電力供給手段は、前記2つの給電用コイルと前記少なくとも一つの保持手段のコイルとを介して非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。

【請求項5】

前記衣類は、被り型の衣類である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6】

前記衣類は、ベストである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7】

前記衣類に配設され、前記被検体内導入装置によって無線送信された前記被検体内情報を受信する受信アンテナをさらに備えた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8】

前記衣類に配設され、前記被検体内導入装置に対するコントロール信号を送信する送信アンテナを備えた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9】

前記給電用コイルは、前記被検体内導入装置に対するコントロール信号を送信する送信アンテナであることを特徴とする請求項8に記載の電力供給装置。

【請求項10】

前記衣類の内周面に上下に巻回されて配設される上下方向のコイルをさらに備え、
 前記電力供給手段は、少なくとも前記2つの給電用コイルと前記上下方向のコイルとを介して非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。

【請求項11】

前記保持手段に配設されたコイルは、所定のシート部材に貼り合わせて形成されることを特徴とする請求項4に記載の電力供給装置。

【請求項12】

前記シート部材は、一面に粘着性を有することを特徴とする請求項11に記載の電力供給装置。

【請求項13】

請求項1～12に記載の電力供給装置に用いられる電力供給装置用の給電用コイルであって、当該給電用コイルは、螺旋状のループを形成する導電線を所定の粘着面に貼り合わせて形成されることを特徴とする電力供給装置用の給電用コイル。

【請求項14】

前記給電用コイルは、前記被検体に装着されるシート部材の前記粘着面に貼り合わせて形成されることを特徴とする請求項13に記載の電力供給装置用の給電用コイル。

【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】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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、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、指向性がその度に変化することとなる。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変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。

30

【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。

40

【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を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。

50

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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 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。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

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。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

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 1 2 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。

【 0 0 1 5 】

(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。

30

【 0 0 1 6 】

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) 2 0 および LED 2 0 の駆動状態を制御する LED 駆動回路 2 1 と、LED 2 0 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) 2 2 および CCD 2 2 の駆動状態を制御する CCD 駆動回路 2 3 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 2 4 および RF 送信ユニット 2 4 から出力された RF 信号を無線送信する送信アンテナ部 2 5 とを備えている。

40

【 0 0 1 7 】

また、カプセル型内視鏡 2 は、これら LED 駆動回路 2 1、CCD 駆動回路 2 3 および RF 送信ユニット 2 4 の動作を制御するシステムコントロール回路 2 6 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、LED 2 0 によって照射

50

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。

【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。

【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の送信装置の機能と、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の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】

10

20

30

40

50

外部装置 3 2 は、受信用アンテナ 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 R F 受信ユニット 3 3 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 3 4 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 3 5 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 3 5 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。

【 0 0 2 4 】

また、外部装置 3 2 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 3 6 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 R F 送信ユニット回路 3 7 とを備えており、R F 送信ユニット回路 3 7 で変換された信号は、送信用アンテナ B 1 ~ B m 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 3 2 は、所定の蓄電装置または A C 電源アダプタなどを備えた電力供給ユニット 3 8 を備え、外部装置 3 2 の各構成要素は、電力供給ユニット 3 8 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 3 8 は、後述するベスト 3 1 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。

【 0 0 2 5 】

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、C R T 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。

【 0 0 2 6 】

携帯型記録媒体 5 は、外部装置 3 2 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 3 2 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 3 2 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 3 2 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 3 2 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。

【 0 0 2 7 】

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 6 1 , 6 2 は、被り型の衣類（たとえばベスト）3 1 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 3 1 を着用した時に、コイル 6 1 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 6 2 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 6 1 , 6 2 は、体の中心線上で互いに交差している。

【 0 0 2 8 】

これらコイル 6 1 , 6 2 には、ドライバ回路 6 3 ~ 6 6 が接続されており、これらドライバ回路 6 3 ~ 6 6 は、上述した外部装置 3 2 の電力供給ユニット 3 8 と接続されている。そして、これらコイル 6 1 , 6 2 には、ドライバ回路 6 3 ~ 6 6 を介して、電力供給ユニット 3 8 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 6 1 , 6 2 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 3 1 には、図示しない複数の受信用アンテナ A 1 ~ A n および複数の送信用アンテナ B 1 ~ B m も配設されてい

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 9 】

図 6 は、図 5 に示した各コイル 6 1 , 6 2 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 6 1 , 6 2 の中心軸は、互いに直交しており、各コイル 6 1 , 6 2 の磁束 6 1 a , 6 2 a 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。

【 0 0 3 0 】

ここで、これらコイル 6 1 , 6 2 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 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

10

【 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っては、1 本の導電線でこの 3 個のコイルを形成することが可能である。

20

【 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 6 7 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 6 7 は、ベスト 3 1 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 6 7 には、ドライバ回路 6 8 , 6 9 が接続されており、これらドライバ回路 6 8 , 6 9 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 6 7 には、実施の形態 1 , 2 と同様に、所定の強さの交流磁界が発生する。

30

【 0 0 4 1 】

すなわち、このコイル 6 7 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 6 7 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 6 7 に電力供給ユニット 3 8 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 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。

40

【 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)

50

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70a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。

【0044】

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。

【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に示のように、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。

【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、一対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。

【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、一対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

10

20

30

40

50

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て用いることも可能である。

【 0 0 4 9 】

また、図 1 2 は、図 1 0 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 8 2 には、導電線を渦形状に貼り合せてコイル 8 3 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 3 8 から電力が供給されると、コイル 8 3 に電流が流れ、図 1 1 に示したコイル 7 4 , 7 6 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 8 2 の一面も、貼り合わせが可能なように粘着性を有している。

10

【 0 0 5 0 】

このような構成のシート部材 8 2 を、コイル 7 0 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 1 2 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 1 0 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 1 0 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 】

【 0 0 5 1 】

【 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。

【 図 1 0 】 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。

30

【 図 1 1 】 図 1 0 に示した各コイルが発生する磁界を示す図である。

【 図 1 2 】 図 1 0 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 】

【 0 0 5 2 】

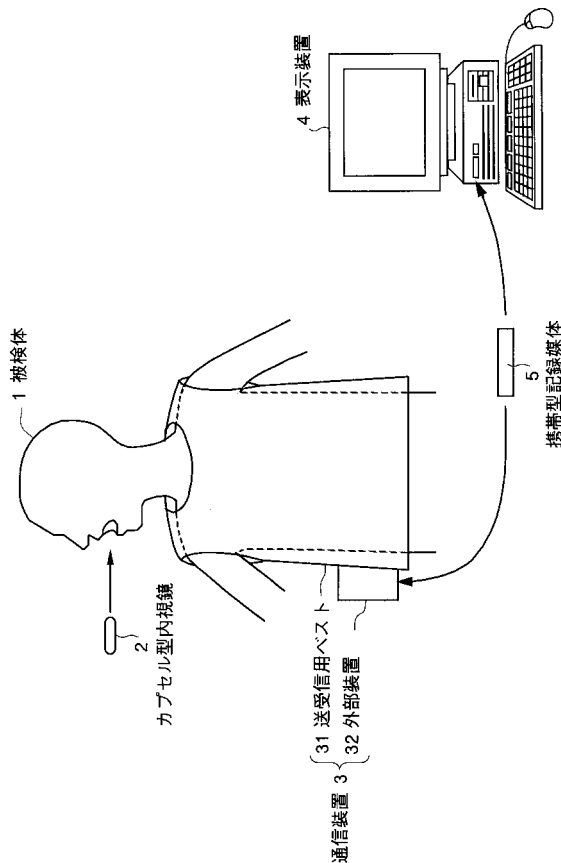
- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 通信装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 2 0 L E D
- 2 1 L E D 駆動回路
- 2 2 C C D
- 2 3 C C D 駆動回路
- 2 4 R F 送信ユニット
- 2 5 送信アンテナ部
- 2 6 システムコントロール回路
- 2 7 受信アンテナ部
- 2 8 コントロール信号検出回路
- 2 9 受電回路

40

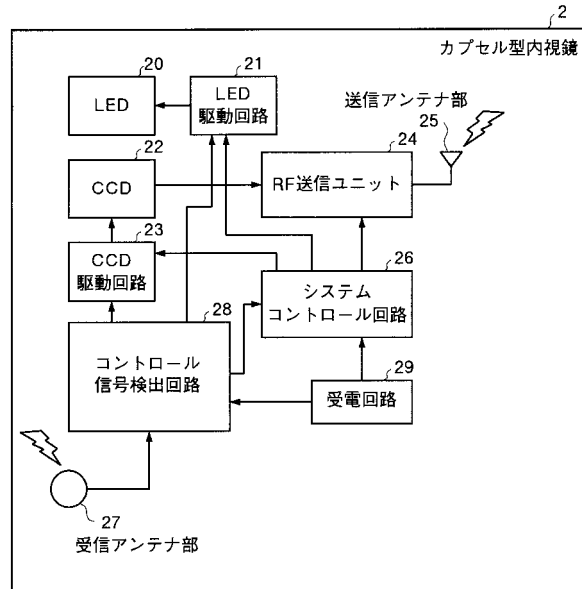
50

- 29 a 受電用コイル
- 29 b , 29 e コンデンサ
- 29 c 受電用共振回路
- 29 d 整流用ダイオード
- 29 f 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
- 35 記憶ユニット
- 36 コントロール信号入力ユニット
- 37 RF送信ユニット回路
- 38 電力供給ユニット
- 61 , 62 , 70 , 74 , 76 , 83 給電用のコイル
- 61 a , 62 a , 70 a , 81 磁束
- 63 ~ 69 , 71 , 72 , 77 ~ 80 ドライバ回路
- 73 , 75 , 82 シート部材
- A1 ~ An 受信用アンテナ
- B1 ~ Bm 送信用アンテナ

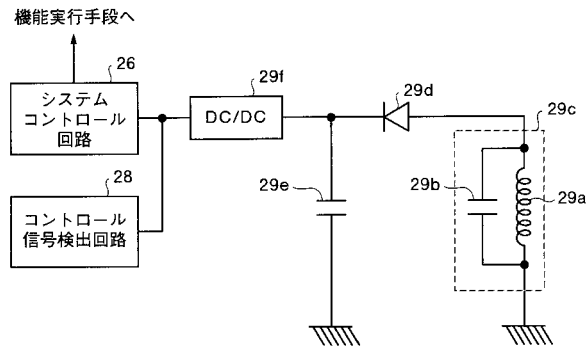
【図1】



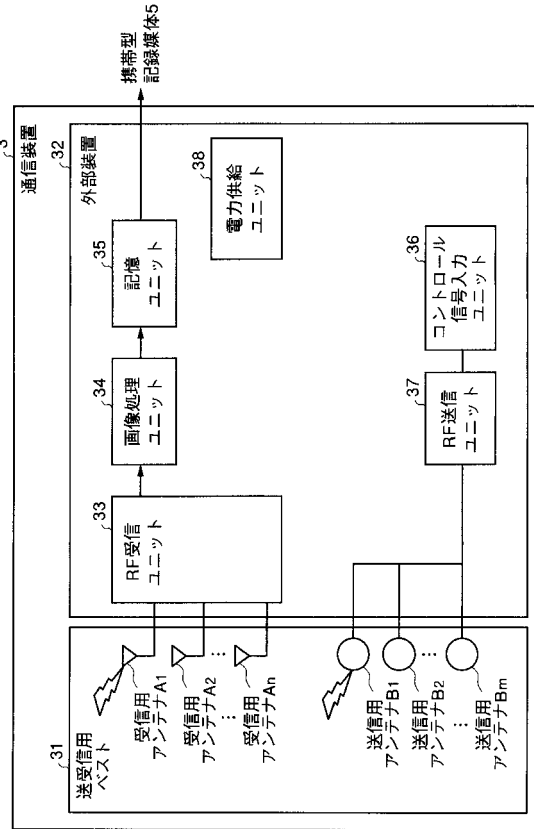
【図2】



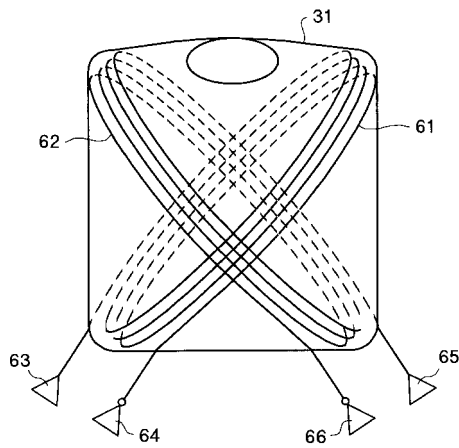
【図3】



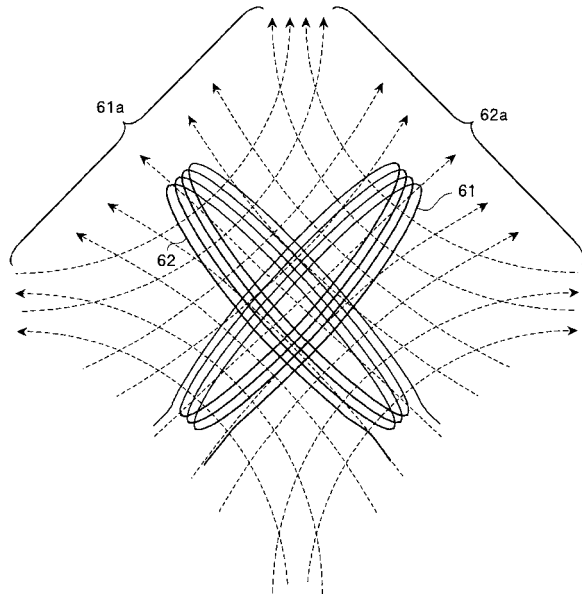
【図4】



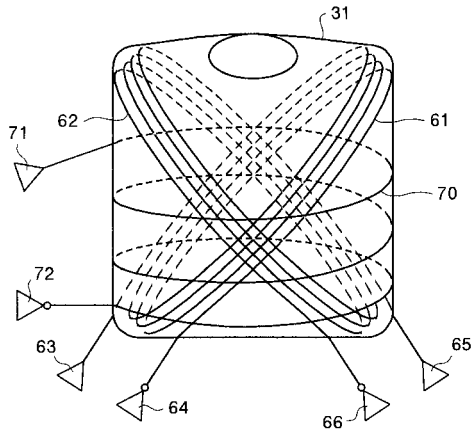
【図5】



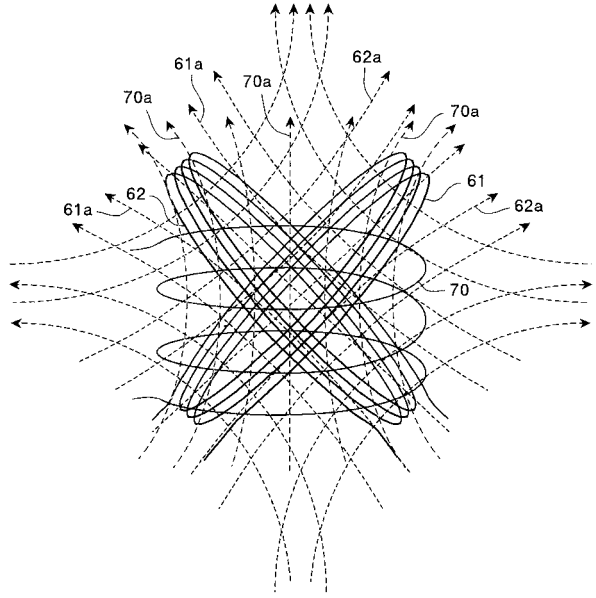
【図6】



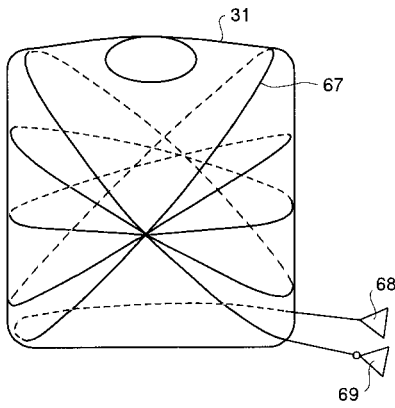
【図7】



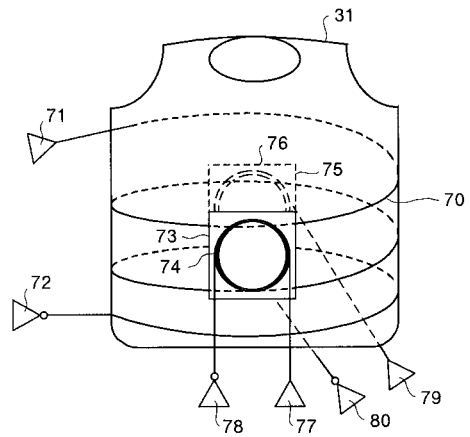
【図8】



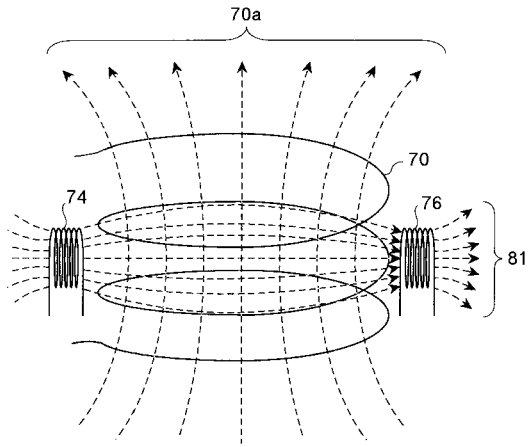
【図9】



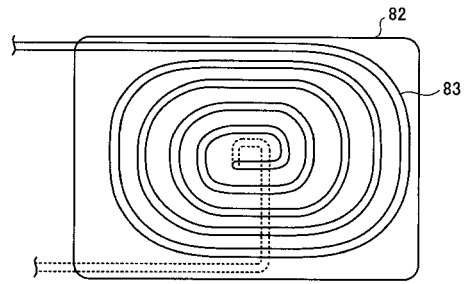
【図10】



【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43番2号 オリパス株式会社内

審査官 杉田 恵一

(56)参考文献 特開昭55-19124(JP,A)
特開昭62-284498(JP,A)
特開平1-129540(JP,A)
特開平9-308140(JP,A)
特開平10-242736(JP,A)
特開2001-231186(JP,A)
特開2001-231187(JP,A)
特開2003-135389(JP,A)
特開2003-260026(JP,A)
特開2003-325438(JP,A)
特開2004-73725(JP,A)
特開2004-159456(JP,A)
特開2004-328941(JP,A)
特開2005-52364(JP,A)
特開2005-52365(JP,A)
特開2005-66095(JP,A)
特開2005-124314(JP,A)
特開2005-130943(JP,A)
特表2004-528890(JP,A)
特表2005-507687(JP,A)
米国特許出願公開第2002/0165529(US,A1)
国際公開第01/095432(WO,A1)
国際公開第02/080753(WO,A2)
国際公開第03/028224(WO,A2)
国際公開第2004/096022(WO,A1)
国際公開第2004/096023(WO,A1)
国際公開第2004/096024(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/07
H01Q 3/24
H02J 17/00

专利名称(译)	电力供给装置		
公开(公告)号	JP4054319B2	公开(公告)日	2008-02-27
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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	本多武道 清水初男 薬袋哲夫 中土一孝		
发明人	本多 武道 清水 初男 薬袋 哲夫 中土 一孝		
IPC分类号	H02J17/00 A61B5/07 H02J7/00 H02J5/00		
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 A61B5/07 H02J50/10 H02J50/40 H02J7/00.301.D		
F-TERM分类号	4C038/CC09 5G003/AA01 5G003/BA01 5G003/GB08 5G003/GC05 5G503/GB08		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005287150A JP2005287150A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：有效地执行设备的电源（被测物体中的引入装置），以便像胶囊型内窥镜一样引入被测物体。
 ŽSOLUTION：覆盖待测物体的背心31包括线圈61,62，用于在背心31的外周表面上倾斜地和对称地提供声音，并且将来自外部装置中的电源单元的电力提供给线圈61，62通过驱动电路63-66。因此，电流流到线圈61,62以在不同方向上产生多个磁通量以通过线圈61,63，并产生非定向方式的磁场。Ž

图 1

