

(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2005-87552

(P2005-87552A)

(43) 公開日 平成17年4月7日(2005.4.7)

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

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 5/07

F I

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 5/07

3 2 0 B

テーマコード (参考)

4 C 0 3 8

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-326511 (P2003-326511)

(22) 出願日 平成15年9月18日 (2003.9.18)

(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43番2号

(74) 代理人 100089118

弁理士 酒井 宏明

(72) 発明者 中村 力

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 吉沢 深

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 松本 一哉

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

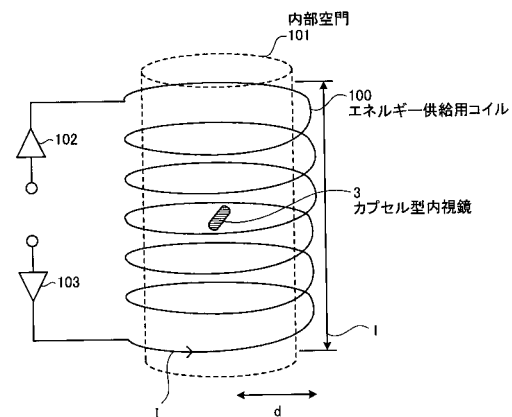
(54) 【発明の名称】 エネルギー供給用コイルおよびこれを用いた無線型被検体内情報取得システム

## (57) 【要約】

【課題】低電圧でエネルギー効率の高いエネルギー供給用コイルおよびこれを用いた無線型被検体内情報取得システムを提供すること。

【解決手段】 被検体内部に導入された状態で使用され、前記被検体内部において所定の機能を実行するカプセル型内視鏡3に対してエネルギーを供給するエネルギー供給用コイル100であって、カプセル型内視鏡3が通過する被検体部分の外部に巻き付けられ、この巻き付けによって形成されたコイルの内部空間101にカプセル型内視鏡3が配置される。

【選択図】 図4



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体内部に導入された状態で使用され、前記被検体内部において所定の機能を実行する被検体内導入装置に対してエネルギーを供給するエネルギー供給用コイルであって、

前記被検体内導入装置が通過する被検体部分の外部に巻き付けられ、この巻き付けによって形成されたコイルの内部空間に前記被検体内導入装置が配置されることを特徴とするエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 2】

前記コイルのピッチはほぼ一定であることを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 3】

前記コイルは、複数のループと各ループの給電点を共通接続する給電線とを備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 4】

前記コイルは、それぞれ個別に給電される 1 巻き以上のコイルによって前記内部空間を形成するコイル群であ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エネルギー供給用コイル。

## 【請求項 5】

被検体内導入装置の位置に応じて前記コイル群の任意のコイルに対して給電する給電制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 4 に記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 6】

前記コイルの直径は、前記被検体の胴の直径とほぼ同じであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 7】

前記内部空間を形成するコイルの軸方向長さに対する該コイルの半径の比は、 $0.1 \sim 3$  であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 8】

前記コイルの駆動周波数は、 $1 \text{ MHz}$  未満であることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 9】

前記コイルに供給される電圧は、 $100 \text{ V}$  未満であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 10】

前記コイルの駆動周波数と前記コイルの自己インダクタンスと前記コイルに流れる電流と値 2 とを乗算した値である電圧が  $100 \text{ V}$  未満となるように自己インダクタンスを設定することを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 11】

前記コイルの抵抗は、 $100$  未満であることを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 12】

前記コイルは、伸縮自在な素材に埋め込まれ、あるいは貼り付けられることを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイル。

## 【請求項 13】

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によって得られた情報を無線通信を介して取得するとともに前記被検体内導入装置に対してエネルギーを供給する送受信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、

所定の機能を実行する機能実行手段と、

10

20

30

40

50

前記機能実行手段によって得られた情報を無線送信する無線手段と、  
前記エネルギーを受信するエネルギー受信手段と、  
前記送受信装置は、  
前記無線手段から送信された情報を受信する無線受信手段と、  
前記エネルギー受信手段に対してエネルギーを供給する請求項 1 ～ 12 のいずれか一つ  
に記載のエネルギー供給用コイルを含むエネルギー供給手段と、  
受信した情報を解析する処理手段と、  
を備えたことを特徴とする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】

10

【0001】

この発明は、被検体内部に導入された状態で使用され、前記被検体内部において所定の機能を実行する被検体内導入装置に対して被検体外からエネルギーを供給するエネルギー供給用コイルおよびこれを用い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、飲み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み込まれた後、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。

20

【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。

30

【0005】

一方、非特許文献 1 には、マイクロマシンに対して給電用コイルを用いてエネルギーを供給するものが記載されている。この給電方式は、給電用コイルを 300 mm 四方の木枠に 50 回重ね巻きしたものに、給電用コイルの端子間電圧 520 V p-p を加え約 34 W のエネルギーを送出し、受電コイルによって 20 ～ 30 mW を得ている。伝達効率、0.065 ～ 0.09 % 程度である。

40

【0006】

【非特許文献 1】「マイクロマシンのための無線による制御・エネルギー供給にする研究」大岩ら、1993 年精密工学会秋季大会学術講演会論文集 pp 99 - 100

【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、上述した非特許文献 1 に記載された給電方式を、カプセル型内視鏡に対するエネルギー供給に採用しようとする、0.1 % 以下の伝達効率であり、エネルギー効率が非常に悪いという問題点があった。特に、カプセル型内視鏡に対する給電のエネルギー源は被検体が携帯することが好ましいため、できる限り高いエネルギー効率であるこ

50

とが好ましい。

【0008】

また、非特許文献1に記載された給電方式では、給電コイルに500Vを超える高電圧が印加されているため、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡に対して給電する際ににおける人体の安全性確保に問題がある。

【0009】

この発明は、上記に鑑みてなされたものであって、低電圧でエネルギー効率の高いエネルギー供給用コイルおよびこれを用いた無線型被検体内情報取得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】

10

【0010】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1にかかるエネルギー供給用コイルは、被検体内部に導入された状態で使用され、前記被検体内部において所定の機能を実行する被検体内導入装置に対してエネルギーを供給するエネルギー供給用コイルであって、前記被検体内導入装置が通過する被検体部分の外部に巻き付けられ、この巻き付けによって形成されたコイルの内部空間に前記被検体内導入装置が配置されることを特徴とする。

【0011】

また、請求項2にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルのピッチはほぼ一定であることを特徴とする。

20

【0012】

また、請求項3にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルは、複数のループと各ループの給電点を共通接続する給電線とを備えたことを特徴とする。

【0013】

また、請求項4にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルは、それぞれ個別に給電される1巻き以上のコイルによって前記内部空間を形成するコイル群であることを特徴とする。

【0014】

また、請求項5にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、被検体内導入装置の位置に応じて前記コイル群の任意のコイルに対して給電する給電制御手段をさらに備えたことを特徴とする。

30

【0015】

また、請求項6にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルの直径は、前記被検体の胴の直径とほぼ同じであることを特徴とする。

【0016】

また、請求項7にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記内部空間を形成するコイルの軸方向長さに対する該コイルの半径の比は、0.1～3であることを特徴とする。

【0017】

40

また、請求項8にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルの駆動周波数は、1MHz未満であることを特徴とする。

【0018】

また、請求項9にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルに供給される電圧は、100V未満であることを特徴とする。

【0019】

また、請求項10にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルの駆動周波数と前記コイルの自己インダクタンスと前記コイルに流れる電流と値2とを乗算した値である電圧が100V未満となるように自己インダクタンスを設定することを特徴とする。

50

## 【 0 0 2 0 】

また、請求項 1 1 にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルの抵抗は、1 0 0 未満であることを特徴とする。

## 【 0 0 2 1 】

また、請求項 1 2 にかかるエネルギー供給用コイルは、上記の発明において、前記コイルは、伸縮自在な素材に埋め込まれ、あるいは貼り付けられることを特徴とする。

## 【 0 0 2 2 】

また、請求項 1 3 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、前記被検体内導入装置によって得られた情報を無線通信を介して取得するとともに前記被検体内導入装置に対してエネルギーを供給する送受信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、所定の機能を実行する機能実行手段と、前記機能実行手段によって得られた情報を無線送信する無線手段と、前記エネルギーを受信するエネルギー受信手段と、前記送受信装置は、前記無線手段から送信された情報を受信する無線受信手段と、前記エネルギー受信手段に対してエネルギーを供給する請求項 1 ~ 1 2 のいずれか一つに記載のエネルギー供給用コイルを含むエネルギー供給手段と、受信した情報を解析する処理手段と、を備えたことを特徴とする。

10

## 【発明の効果】

## 【 0 0 2 3 】

この発明にかかるエネルギー供給用コイルは、自己インダクタンスの影響を少なくしたコイル形状あるいはコイル配置としているので、被検体内導入装置に対するエネルギー供給効率を格段に向上させることができるとともに、供給電圧を低く抑えることができるため、人体に対する安全性を確保する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 2 4 】

以下、この発明を実施するための最良の形態であるエネルギー供給用コイルおよびこれを用いた無線型被検体内情報取得システムについて説明する。

## 【 0 0 2 5 】

## (実施の形態 1)

まず、実施の形態 1 にかかる無線型被検体内情報取得システムについて説明する。この実施の形態 1 にかかる無線型被検体内情報取得システムは、被検体内導入装置の一例としてカプセル型内視鏡をあげて説明する。

30

## 【 0 0 2 6 】

図 1 は、この実施の形態 1 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 2 a と、送受信ジャケット 2 a 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 2 b とを備える。

40

## 【 0 0 2 7 】

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。

## 【 0 0 2 8 】

携帯型記録媒体 5 は、外部装置 2 b および表示装置 4 に対して着脱可能であって、両者

50

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 2 b に挿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が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。

#### 【0029】

10

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、受信用アンテナ A 1 ~ A n および給電用アンテナ（エネルギー供給用コイル）B 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。

#### 【0030】

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 RF 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。

20

#### 【0031】

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 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 AC 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。

30

#### 【0032】

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 LED 1 9 と、LED 1 9 の駆動状態を制御する LED 駆動回路 2 0 と、LED 1 9 によって照射された領域の撮像を行う CCD 2 1 と、CCD 2 1 から出力された画像信号を所望の形式の撮像情報に処理する信号処理回路 2 2 とを備える。また、カプセル型内視鏡 3 は、CCD 2 1 の駆動状態を制御する CCD 駆動回路 2 6 と、CCD 2 1 によって撮像され、信号処理回路 2 2 によって画像データを変調して RF 信号を生成する RF 送信ユニット 2 3 と、RF 送信ユニット 2 3 から出力された RF 信号を送信する送信アンテナ部 2 4 と、LED 駆動回路 2 0、CCD 駆動回路 2 6 および RF 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。なお、CCD 2 1、信号処理回路 2 2、および CCD 駆動回路 2 6 をまとめて撮像回路 4 0 と呼ぶ。

40

#### 【0033】

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、LED 1 9 によって照明された被検部位の画像情報を CCD 2 1 によって取得する

50

。そして、取得された画像情報は、信号処理回路 22 によって信号処理され、R F 送信ユニット 23 において R F 信号に変換された後、送信アンテナ部 24 を介して外部に送信される。

#### 【0034】

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 25 と、受信アンテナ部 25 で受信し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 L E D 駆動回路 20、C C D 駆動回路 26 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。なお、コントロール情報検出回路 31 およびシステムコントロール回路 32 は、蓄電器 30 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。

#### 【0035】

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、受信した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 L E D 駆動回路 20、C C D 駆動回路 26 およびシステムコントロール回路 32 に出力され、L E D 19、C C D 21 および R F 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可能な構成を有する。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が供給される構成を有する。

#### 【0036】

ここで、給電用アンテナ B は、エネルギー供給用コイル 100 によって実現される。このエネルギー供給用コイル 100 は、図 4 に示すように、被検体 1 が含まれる筒状の内部空間 101 を形成するように導線が内部空間 101 の周囲をコイル上に巻回され、磁気結合給電によってカプセル型内視鏡 3 に給電する。ここで、エネルギー供給用コイル 100 は、自己インダクタンスが低くなるように、疎に巻回される円筒型ソレノイドコイルである。エネルギー供給用コイル 100 の各端部側には、アンプ 102、103 が設けられる。このアンプ 102、103 は、外部装置 2b 内に設けられる。また、エネルギー供給用コイル 100 は、送受信ジャケット 2a に埋め込まれ、あるいは貼り付けされる。送受信ジャケット 2a は、伸縮自在の素材から形成されており、エネルギー供給用コイル 100 は、被検体 1 の胴部に比してやや余裕を持たせる内部空間が形成できるように長めに形成される。この場合、送受信ジャケット 2a は、伸縮自在であるため、被検体 1 の肩部および胴体部にフィットし、エネルギー供給用コイルも被検体 1 に密着することになる。エネルギー供給用コイル 100 が形成する内部空間 101 は、カプセル型内視鏡 3 が被検体内を通過する位置に対応して形成される。また、エネルギー供給用コイル 100 のピッチはほぼ同じに設定されている。

#### 【0037】

エネルギー供給用コイル 100 の軸方向の長さを  $l$  とし、半径を  $d$  とし、巻数を  $N$  とし、流れる電流を  $I$  とすると、エネルギー供給用コイル 100 のコイル中心磁場  $H$  は、

$$H = N \cdot I / (l^2 + d^2)$$

となる。すなわち、コイル中心磁場  $H$  は、巻数  $N$  と電流  $I$  とに比例することになる。一方、エネルギー供給用コイル 100 の自己インダクタンス  $L$  は、

$$L = K \cdot \mu \cdot N^2 \cdot d^2 / l$$

となる。ここで、 $K$  は長岡係数であり、 $\mu$  は透磁率である。

一方、エネルギー供給用コイル 100 に電流  $I$  を流したときの逆起電力  $V_r$  は、

10

20

30

40

50

$$V_r = 2 \cdot f \cdot L \cdot I$$

に近似されることから、エネルギー供給用コイル 100 の駆動に必要な電圧  $V$  は、

$$V = 2 \cdot f \cdot L \cdot I$$

として近似される。なお、 $f$  は、エネルギー供給用コイル 100 に供給される交流電流の周波数である。

【0038】

したがって、駆動電力 ( $V \cdot I$ ) に対する発生磁界  $H$  の効率 は、

$$= H / (V \cdot I)$$

$$= N \cdot I / (l^2 + d^2) / (2 \cdot f \cdot L \cdot I^2)$$

として表すことができる。ここで、巻数  $N$ 、半径  $d$ 、周波数  $f$ 、および電流  $I$  を定数とした場合における効率 を効率 とすると、

$$= 1 / \{ K \cdot (1 + (d/l)^2) \}$$

と表すことができ、この効率 を最大にする長さ  $l$  をもつエネルギー供給用コイル 100 とすることによってエネルギー伝達効率が最大になる。

【0039】

そこで、効率 の、長さ  $l$  に対する半径  $d$  の比 ( $d/l$ ) の依存性を求めると、図 5 に示すようになる。図 5 に示すように、効率 は、比 ( $d/l$ ) が 1 のときに最大となり、80% 以上の効率 を得る比 ( $d/l$ ) の範囲は、0.1 ~ 3 であった。

【0040】

次に、エネルギー供給用コイル 100 に印加する電流  $I$  の周波数  $f$  について説明する。図 6 は、真水および海水の吸収係数に対する周波数依存性を示す図である。図 6 において、実線で示した曲線  $L_1$  は、真水の吸収係数を示し、破線で示した曲線  $L_2$  は、海水の吸収係数を示している。ここで、人体の構成は、生理食塩水に近い海水で近似でき、人体の吸収係数は海水の吸収係数として捉えることができる。海水の吸収係数は、周波数の増大とともに大きくなる傾向を有し、周波数が  $10^8$  Hz で吸収係数がほぼ 1 になる。吸収係数が 1 ということは、1 cm でほぼ吸収されてしまうことを意味する。すなわち、周波数が高い、たとえば GHz 程度になると、供給されるエネルギーは人体にほとんど吸収され、カプセル型内視鏡 3 に到達されないことになる。そこで、人体を考慮すると、吸収される長さが 10 cm 以上となる 1 MHz 以下とする周波数  $f$  を選択することが必要である。実際には、人体の身長を 100 cm 程度とし、周波数 100 kHz 帯を選択するのが適切であり、そのときの吸収係数は  $10^{-3}$  である。

【0041】

なお、エネルギー供給用コイル 100 に印加される電圧  $V$  は、100 V 程度とすることが好ましい。また、エネルギー供給用コイル 100 から被検体 1 に印加される磁界は、法規制を満足する必要がある。すなわち、電圧  $V$  は、自己インダクタンス  $L = K \cdot \mu \cdot N^2 \cdot d^2 / l$  であることから、

$$V = 2 \cdot f \cdot L \cdot I$$

$$= 2 \cdot f \cdot I \cdot K \cdot \mu \cdot N^2 \cdot d^2 / l$$

$$< 100 \text{ (V)}$$

を満足し、

規制のコイル中心磁場  $H_c$  とした場合に、コイル中心磁場  $H$  は、

$$H = N \cdot I / (l^2 + d^2)$$

$$< H_c$$

を満足しなければならず、これらによって、電流  $I$  および巻数  $N$  が制限されることになる。

【0042】

また、エネルギー供給用コイル 100 の抵抗  $R$  は、ジュール熱によって損失が発生することから効率に影響を与えるため、抵抗  $R$  は 100 未満とすることが好ましい。

【0043】

ここで、エネルギー供給用コイル 100 の巻数  $N$  の下限および上限について説明する。

10

20

30

40

50



まず、巻数  $N$  の下限について説明すると、図 7 に示すように単一のコイルが配置された場合、コイル中心軸 ( $z$  軸) 上の磁界  $B_z$  は、

$$B_z = \mu \cdot I \cdot N \cdot d^2 / (2 (d^2 + r^2)^{3/2})$$

として表せる。なお、 $r$  は、コイル中心からの距離である。ここで、定数である  $\mu \cdot I \cdot N / 2$  の値を  $K$  とおき、 $r = 0$  (m) とすると、

$$\begin{aligned} B_z &= K \cdot d^2 / ((d^2 + r^2)^{3/2}) \\ &= K / d \end{aligned}$$

となる。そこで、一定の距離  $r$  離れたところにおける磁界  $B_z$  の低下の比  $L_B$  は、

$$\begin{aligned} L_B &= K \cdot d^2 / ((d^2 + r^2)^{3/2}) / (K / d) \\ &= d^3 / ((d^2 + r^2)^{3/2}) \end{aligned}$$

10

となる。ここで、 $z$  軸上において磁界  $B_z$  が 50 % に低下する位置において、対向するコイル  $r$  の磁界によって補間されるものとする、この 50 % に低下した磁界は、 $r = 0$  (m) の位置における磁界と同じ磁界を得ることができる。このときの  $r$  は、

$$0.5 = d^3 / ((d^2 + r^2)^{3/2})$$

を解くことによって得られ、 $r = 0.766 \cdot d$  となる。ここで、 $d = 0.15$  m とすると、 $r = 0.115$  m = 11.5 cm となる。距離  $r$  は、コイル間隔 (ピッチ) の半分の値であるから、コイル間隔の最大値は、23 cm となる。ここで、胴体の長さを 40 cm 以上とすると、少なくとも 3 巻回必要であり、胴体の折り曲げなどを考慮して余裕をとると、最小 4 巻回以上必要となる。

20

【0044】

次に、エネルギー供給用コイル 100 の巻数  $N$  の上限について説明する。この巻数  $N$  の上限は、コイルの誘導リアクタンスによって求めることができる。抵抗の次元をもつ誘導リアクタンス  $X_L$  は、 $X_L = 2 \cdot f \cdot L$  として表せる。一方、エネルギー供給用コイル 100 の自己インダクタンス  $L$  は、 $L = K \cdot \mu \cdot N^2 \cdot d^2 / l$  であることから、誘導リアクタンス  $X_L$  は、

$$X_L = 2 \cdot f \cdot K \cdot \mu \cdot N^2 \cdot d^2 / l$$

として表すことができる。

【0045】

エネルギー供給用コイル 100 の抵抗  $R$  の値と同程度の誘導リアクタンスが発生し出すと、コイルのインダクタンスが電力損の主因となる。そこで、抵抗  $R$  の値の上限を 100 とすると、

30

$$R = 100$$

$$= X_L$$

$$= 2 \cdot f \cdot K \cdot \mu \cdot N^2 \cdot d^2 / l$$

であり、周波数  $f = 100$  kHz、 $K = 0.85$ 、 $\mu = 4 \cdot 10^{-7}$ 、 $d = 0.15$  m、 $l = 0.4$  m を代入すると、 $N = 29$  が求まる。すなわち、周波数が 100 kHz の場合に、コイルの巻回は 29 回以下とする必要がある。

【0046】

ここで、対向したコイルによって磁場を形成する対向コイルと、この実施の形態 1 で示した円筒ソレノイド型コイルとの電力効率比較を行うと、円筒ソレノイド型コイルの方が約 5 倍強い磁界を発生することができる。なお、同一抵抗を有するコイルに同一電流を流すことを条件としている。

40

【0047】

この実施の形態 1 では、エネルギー給電用コイル 100 の自己インダクタンスを低く設定するようにしているので、コイルに同一の交流電流を流す際の駆動電圧を低く抑えることができるため、コイルの直列寄生抵抗によるジュール熱の発生を低減でき、無効電力を抑え、エネルギー伝達効率を高めることができる。また、エネルギー給電用コイル 100 の自己インダクタンスを低く設定しているため、コイルの端子間に高電圧が発生しなかり、人体に対する安全性を高めることができる。

【0048】

50

(実施の形態 2)

つぎに、この発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、円筒ソレノイド型のコイルをエネルギー供給用コイルとして用いていたが、この実施の形態 2 では、複数のループを共通の給電線に接続した形態としている。

【0049】

図 8 は、この発明の実施の形態 2 であるエネルギー供給用コイルの概要構成を示す図である。図 8 に示すように、このエネルギー供給用コイル 200 は、複数のループ 201 ~ 205 と、各ループ 201 ~ 205 の一端を共通の給電線 206, 207 で共通接続するようにしている。

【0050】

この実施の形態 2 では、実施の形態 1 と同様な磁場を形成することができるとともに、給電線 206, 207 によって各ループ 201 ~ 205 が展開できる。すなわち、送受信ジャケット 2a の前面に給電線 206, 207 を設け、この給電線 206, 207 間で開くことができるジャケットとすることによって、コイル間の電氣的接続が不要になる。

【0051】

(実施の形態 3)

つぎに、この発明の実施の形態 3 について説明する。この実施の形態 3 では、エネルギー供給用コイルを複数のループで形成するとともに、各ループに対する給電を個別に行うようにしている。

【0052】

図 9 は、この発明の実施の形態 3 であるエネルギー供給用コイルの概要構成を示す図である。図 9 において、このエネルギー供給用コイル 300 は、複数のループ 301 ~ 305 を有し、各ループ 301 ~ 305 毎に個別の給電を行うようにしている。また、各ループ 301 ~ 305 の給電線は、それぞれ切替制御部 310 に接続され、切替制御部 310 は、各ループ 301 ~ 305 が形成する内部空間内においてカプセル型内視鏡 3 の位置に対応する 1 以上のループを給電するように制御する。なお、切替制御部 310 は、外部装置 2b 内に設けられ、カプセル型内視鏡 3 の位置情報をもとに切替制御を行う。

【0053】

この実施の形態 3 では、必要最小限のループのみに給電を行うようにしているので、給電に伴う電力消費を効率的に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図 1】この発明の実施の形態 1 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】図 1 に示した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】図 1 に示した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】エネルギー供給用コイルの概要構成を示す図である。

【図 5】効率の、コイルの長さに対するコイルの半径の比の依存性を示す図である。

【図 6】真水および海水に対する吸収係数の周波数依存性を示す図である。

【図 7】コイルによって発生する軸上の磁界を説明する図である。

【図 8】この発明の実施の形態 2 であるエネルギー供給用コイルの概要構成を示す図である。

【図 9】この発明の実施の形態 3 であるエネルギー供給用コイルの概要構成を示す図である。

【符号の説明】

【0055】

- 1 被検体
- 2 送受信装置

10

20

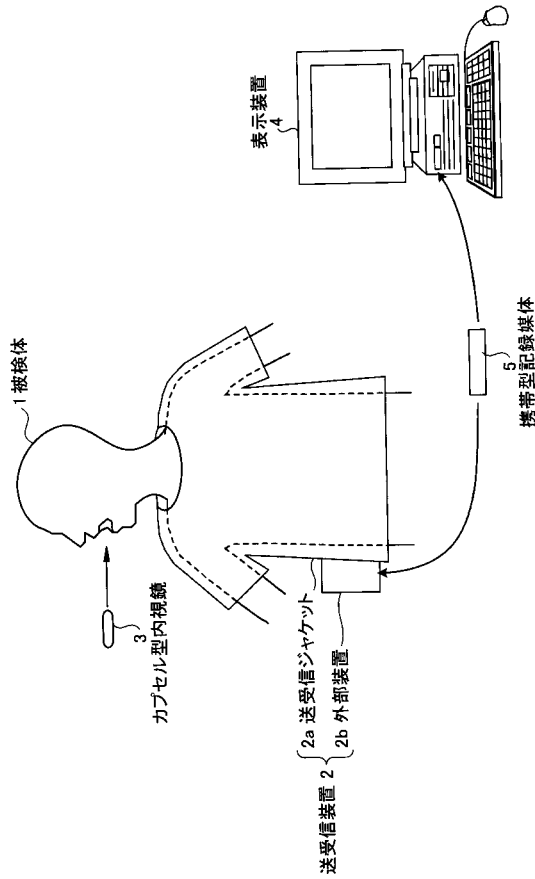
30

40

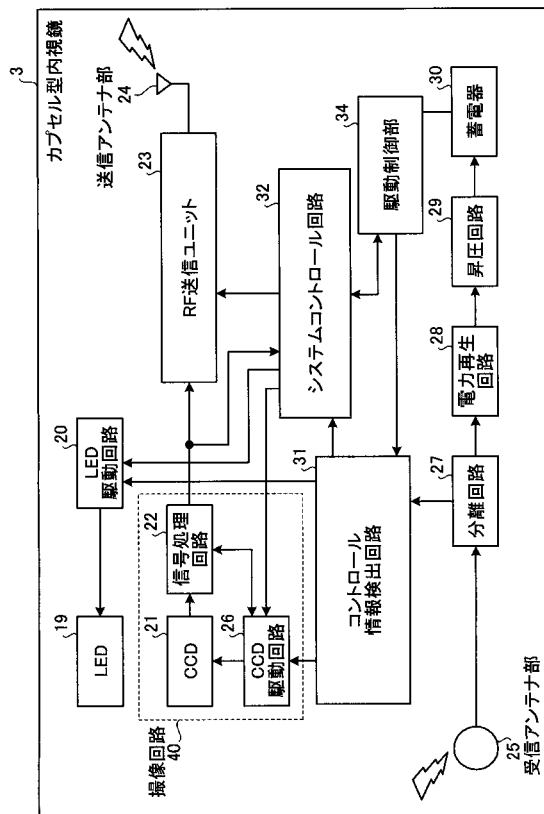
50

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	
1 2	画像処理ユニット	
1 3	記憶ユニット	
1 4	発振器	10
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	
2 2	信号処理回路	
2 3	R F 送信ユニット	
2 4	送信アンテナ部	20
2 5	受信アンテナ部	
2 6	C C D 駆動回路	
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	
3 2	システムコントロール回路	
3 4	駆動制御部	
4 0	撮像回路	30
1 0 0 , 2 0 0 , 3 0 0	エネルギー供給用コイル	
2 0 1 ~ 2 0 5 , 3 0 1 ~ 3 0 5	ループ	
3 1 0	切替制御部	
A 1 ~ A n	受信用アンテナ	
B	給電用アンテナ	

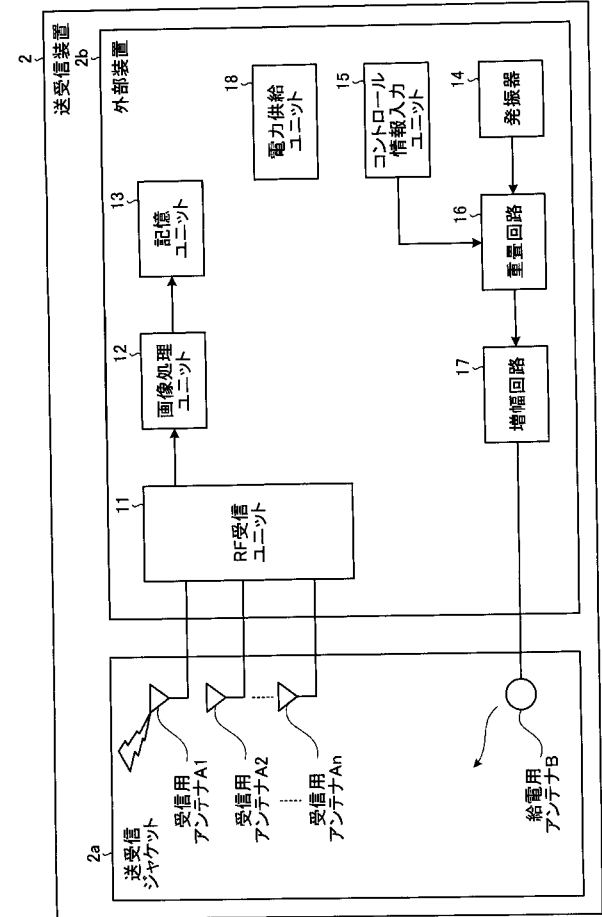
【図 1】



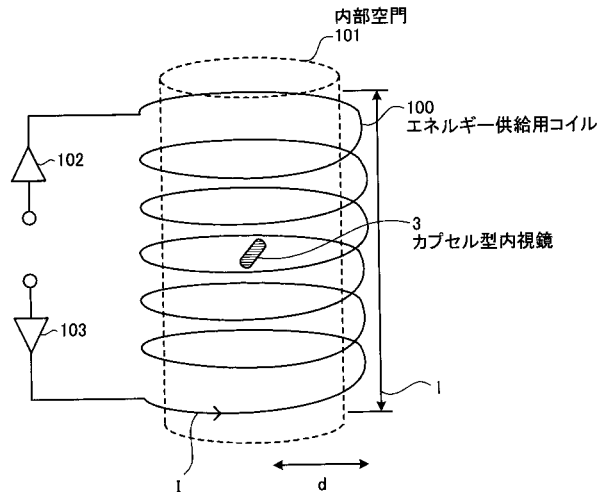
【図 3】



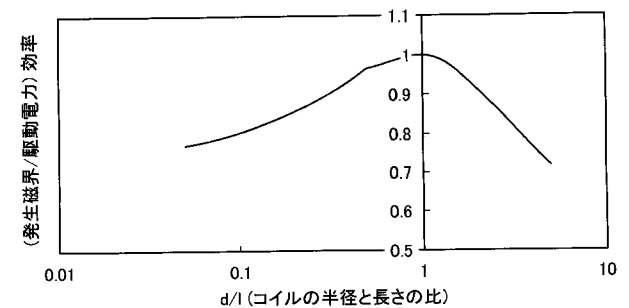
【図 2】



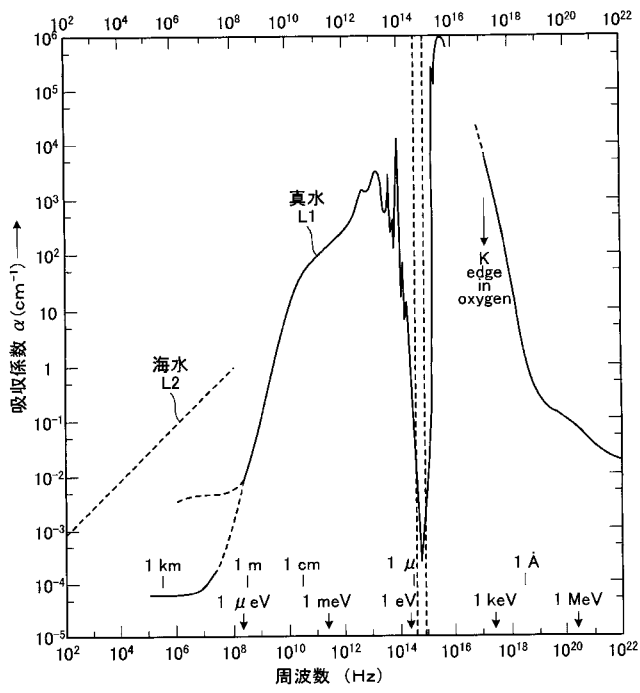
【図 4】



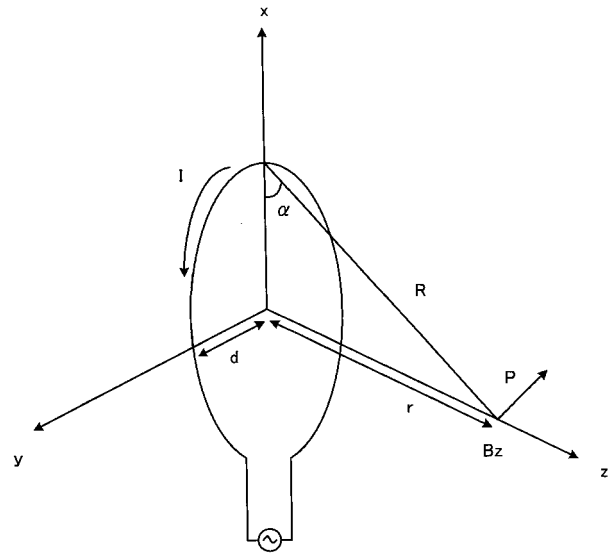
【図 5】



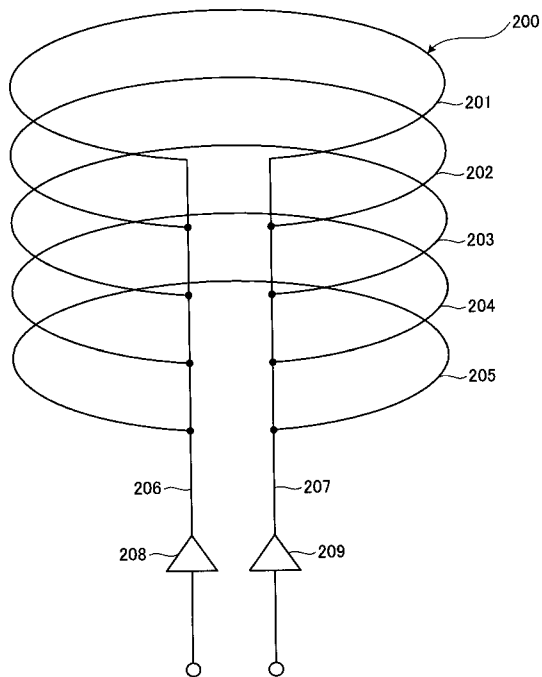
【図 6】



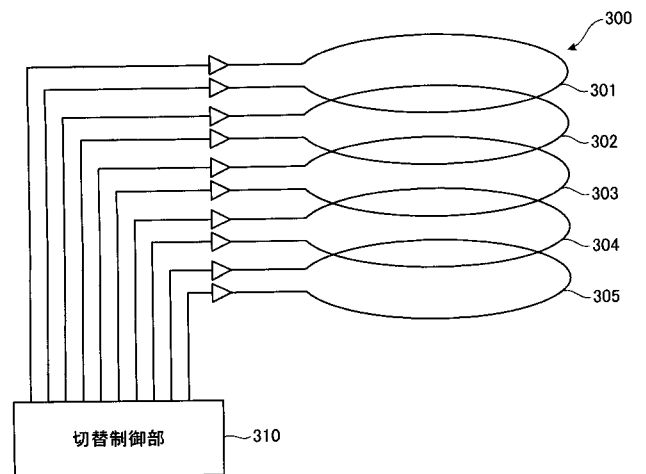
【図 7】



【図 8】



【図 9】



---

フロントページの続き

(72)発明者 清水 初男

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

F ターム(参考) 4C038 CC03 CC09

4C061 AA00 BB00 CC06 DD10 FF50 HH60 JJ19

专利名称(译)	能量供应线圈和使用其的无线物体内信息获取系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005087552A</a>	公开(公告)日	2005-04-07
申请号	JP2003326511	申请日	2003-09-18
[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	中村力 吉沢深 松本一哉 清水初男		
发明人	中村 力 吉沢 深 松本 一哉 清水 初男		
IPC分类号	A61B5/07 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/0684 A61B2560/0219		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J17/00.B H02J50/10 H02J50/40		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/HH60 4C061/JJ19 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF50 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ19		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP4153852B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供具有低电压和高能量效率的能量供应线圈，以及使用该能量供应线圈的无线体内信息获取系统。能量供给线圈（100），其用于向胶囊型内窥镜（3）供给能量，该胶囊型内窥镜以被导入被检体内的状态使用，并在被检体内执行规定的功能，胶囊型内窥镜3被卷绕在模具型内窥镜3所通过的对象部位的外侧，胶囊型内窥镜3被放置在由该绕组形成的线圈的内部空间101中。[选择图]图4

