

(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2006-149687
(P2006-149687A)

(43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)

| (51) Int.CI. | F 1 | テーマコード(参考) |
|------------------------|--------------|------------|
| A 6 1 B 5/07 (2006.01) | A 6 1 B 5/07 | 4 C 0 3 8 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 | 3 2 0 B |
| A 6 1 B 1/04 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 | 3 6 2 J |

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2004-344958 (P2004-344958) | (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 |
| (22) 出願日 | 平成16年11月29日 (2004.11.29) | (74) 代理人 | 100089118 弁理士 酒井 宏明 |
| | | (72) 発明者 | 塙谷 浩一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 祝迫 洋志 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 薬袋 哲夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内 |
| | | F ターム(参考) | 4C038 CC03 CC09 CC10 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】被検体内導入装置および被検体内導入システム

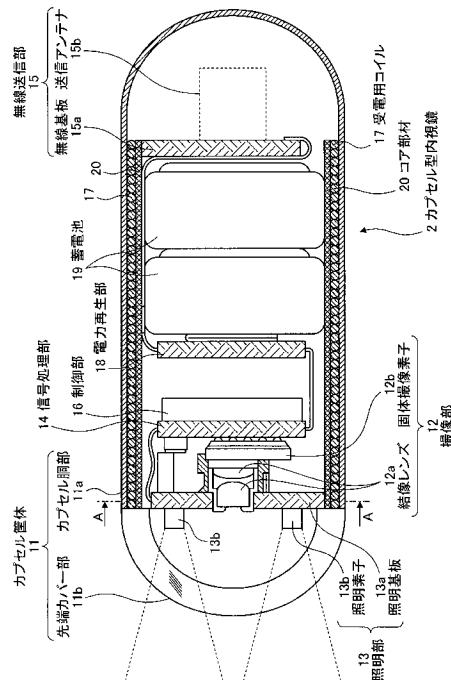
(57) 【要約】

【課題】受電用のコイルを備え、コイルにて生じる誘導起電力に基づき駆動するカプセル型内視鏡において、給電効率の低下を抑制する。

【解決手段】カプセル型内視鏡2は、被検体内画像を撮像するための撮像部12等の機能実行部と、送受信装置3によって形成される交流磁場に基づき誘導起電力を生じるための受電用コイル17と、送受信装置3からカプセル型内視鏡2に対する電力の供給効率の低下を抑制するコア部材20とを備える。コア部材20は、例えば強磁性体によって形成され、給電用の交流磁場に対応した磁束に関して、撮像部12等の機能実行部に向かって進行する磁束の少なくとも一部について、進行方向を変化させることによって機能実行部ではなく自己に入射するよう作用し、機能実行部に磁束が入射することを抑制し、受電コイル17内にて反磁場が形成されることを抑制する。

【選択図】

図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

外部より供給される交流磁場に基づき電力を再生し、該電力に基づき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であって、

前記交流磁場に対応した磁束変化に基づき誘導起電力を生じる受電用コイルと、

少なくとも一部が前記受電用コイル内に配置され、導電性部材を含んで形成されると共に所定の機能を実行する機能実行手段と、

前記受電用コイルを軸方向に貫通するよう配置され、前記機能実行手段に向かって進行する磁束の少なくとも一部を、必要に応じて進行方向を変化させることによって自己に入射させるコア部材と、

を備えたことを特徴とする被検体内導入装置。

【請求項 2】

前記コア部材は、強磁性体によって形成されたことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入装置。

【請求項 3】

前記コア部材は、前記受電用コイルの軸方向と垂直な方向に所定距離だけ延伸した構造を有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体内導入装置。

【請求項 4】

前記コア部材は、前記受電用コイル中心からの距離が前記受電用コイルの端部よりも大きな値となる位置において前記受電用コイルの軸方向と垂直な方向に延伸した構造を有することを特徴とする請求項 3 に記載の被検体内導入装置。

【請求項 5】

前記コア部材は、前記受電用コイルの軸方向と垂直な方向に関して互いに電気的に分離された複数の部材によって形成されることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 6】

前記コア部材は、コバルトと鉄の少なくとも一方を含む非晶質合金によって形成されたことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 7】

前記受電用コイルは、前記コア部材の端部近傍よりも前記コア部材の長手方向中心近傍において密に巻かれたことを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 8】

前記受電用コイルは、前記コア部材の長手方向中心近傍にのみ形成されたことを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 9】

前記機能実行手段は、前記所定の機能として被検体内画像を撮像するものであって、前記被検体の内部を撮像する撮像手段と、

前記撮像手段の撮像領域に対して照明光を出力する照明手段と、

該照明手段によって照明された領域の少なくとも一部を撮像する撮像手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 10】

使用の際に被検体の外部に配置され、電力再生用の交流磁場を形成する送受信装置と、該送受信装置によって形成された交流磁場に応じた磁束に基づき電力を再生し、該電力に基づき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とを備えた被検体内導入システムであって、

前記送受信装置は、電力再生用の交流磁場を形成する給電アンテナを備え、

前記被検体内導入装置は、

少なくとも一部が前記受電用コイル内に配置され、導電性部材を含んで形成されると共に所定の機能を実行する機能実行手段と、

10

20

30

40

50

前記受電用コイルを軸方向に貫通するよう配置され、近傍領域における前記磁束を、必要に応じて進行方向を変化させることによって自己に入射させるコア部材と、
を備えたことを特徴とする被検体内導入システム。

【請求項 11】

前記送受信装置は、前記被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信アンテナをさらに備え、

前記被検体内導入装置は、前記送受信装置に対して無線信号を送信する無線送信手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 10 に記載の被検体内導入システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、外部より供給される交流磁場に基づき電力を再生し、該電力に基づき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および被検体内導入装置を備えた被検体内導入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提案されている。このカプセル型内視鏡には、撮像機構と無線通信機構とが設けられている。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体の口から飲込まれた後、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、外部に設けられたメモリに蓄積される。無線通信機構とメモリ機構とを備えた受信機を携帯することにより、被検体は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの間に渡って、自由に行動できる。カプセル型内視鏡が排出された後、医者もしくは看護士においては、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】

このようなカプセル型内視鏡において、駆動電力を外部から供給する構成が提案されている。具体的には、カプセル型内視鏡の内部に受電用のコイルを配置すると共に、かかるコイルに対して外部から交流磁場を与えてコイルに誘導起電力を生じさせることによって、撮像機構等の駆動に必要な電力を供給する。ここで、受電用のコイルにて生じる誘導起電力はコイルを通過する磁束の本数に依存することから、カプセル型内視鏡の大型化を回避しつつ通過磁束数を確保する観点から、従来は、カプセル型内視鏡の外形を規定する筐体の内表面上に受電用のコイルを形成すると共に、コイル内部に撮像機構等の機能実行部を配置した構造とするのが通常である。以上の構成を採用することによって、バッテリー駆動の場合と比較して長時間に渡って駆動可能なカプセル型内視鏡を実現することが可能である（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0005】

【特許文献 1】特開 2001-224551 号公報

【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、駆動電力を外部から供給する構成の従来のカプセル型内視鏡は、給電効率が低いという課題を有する。上述したように、従来のカプセル型内視鏡では受電効率を高めるために筐体の内表面に沿って受電用のコイルを配置した構成を採用するため、撮像機構等の機能実行部は、コイル内部に位置することとなる。そして、撮像機構等の機能実行部はある程度の部分において導電性材料によって形成されるのが通常であり、電磁気学的には、従来のカプセル型内視鏡は、受電用のコイル中に導体が配置された構造を有する

10

20

30

40

50

こととなる。

【0007】

一般に、交流磁場雰囲気中に配置された導体では、交流磁場の変化を妨げる方向の反磁場を生ずるよう渦電流が発生する。このことは従来のカプセル型内視鏡でも同様であって、受電用コイルの内部に機能実行部が配置されることによって、機能実行部を構成する導電部材中に渦電流が生じ、渦電流に起因した反磁場によって外部から供給される交流磁場が弱められることになる。上述したように従来のカプセル型内視鏡は、受電用コイルの内部を通過する磁束に基づき駆動電力を得る構成を有することから、渦電流の発生に起因して給電用の交流磁場が弱まることによって、従来のカプセル型内視鏡は給電効率が低下することとなる。

10

【0008】

また、従来のカプセル型内視鏡では、機能実行部に渦電流が生じることによって機能実行部の機能の低下が生じるという課題も存在する。すなわち、機能実行部内の電気回路において、渦電流に起因したノイズ等が発生することとなり、例えば撮像機構によって撮影された被検体内画像の画質が低下する等の問題も生じることとなる。

【0009】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、受電用のコイルを備え、コイルにて生じる誘導起電力に基づき駆動するカプセル型内視鏡等の被検体内導入装置において、効率良く給電することが可能な被検体内導入装置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】

【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にかかる被検体内導入装置は、外部より供給される交流磁場に基づき電力を再生し、該電力に基づき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であって、前記交流磁場に対応した磁束変化に基づき誘導起電力を生じる受電用コイルと、少なくとも一部が前記受電用コイル内に配置され、導電性部材を含んで形成されると共に所定の機能を実行する機能実行手段と、前記受電用コイルを軸方向に貫通するよう配置され、前記機能実行手段に向かって進行する磁束の少なくとも一部を、必要に応じて進行方向を変化させることによって自己に入射させるコア部材とを備えたことを特徴とする。

30

【0011】

この請求項1の発明によれば、受電用コイル内を軸方向に貫通するよう配置されたコア部材が、近機能実行手段に向かって進行する磁束の少なくとも一部を、必要に応じて進行方向を変化させることによって自己に入射させる機能を有するため、受電用コイル内を通過する磁束の総数を減少させることなく機能実行手段に入射する磁束の本数を低減することが可能となり、機能実行手段の少なくとも一部を受電用コイル内に配置したことに起因した給電効率の低下を抑制することができる。

【0012】

また、請求項2にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記コア部材は、強磁性体によって形成されたことを特徴とする。

40

【0013】

また、請求項3にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記コア部材は、前記受電用コイルの軸方向と垂直な方向に所定距離だけ延伸した構造を有することを特徴とする。

【0014】

また、請求項4にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記コア部材は、前記受電用コイル中心からの距離が前記受電用コイルの端部よりも大きな値となる位置において前記受電用コイルの軸方向と垂直な方向に延伸した構造を有することを特徴とする。

【0015】

また、請求項5にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記コア部材は、

50

コバルトと鉄の少なくとも一方を含む非晶質合金によって形成されたことを特徴とする。

【0016】

また、請求項6にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記受電用コイルは、前記コア部材の端部近傍よりも前記コア部材の長手方向中心近傍において密に巻かれたことを特徴とする。

【0017】

また、請求項7にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記受電用コイルは、前記コア部材の長手方向中心近傍にのみ形成されたことを特徴とする。

【0018】

また、請求項8にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記機能実行手段は、前記所定の機能として被検体内画像を撮像するものであって、前記被検体の内部を照明する照明光を出力する照明手段と、該照明手段によって照明された領域の少なくとも一部を撮像する撮像手段とを備えたことを特徴とする。

【0019】

また、請求項9にかかる被検体内導入システムは、使用の際に被検体の外部に配置され、電力再生用の交流磁場を形成する送受信装置と、該送受信装置によって形成された交流磁場に応じた磁束に基づき電力を再生し、該電力に基づき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とを備えた被検体内導入システムであって、前記送受信装置は、電力再生用の交流磁場を形成する給電アンテナを備え、前記被検体内導入装置は、少なくとも一部が前記受電用コイル内に配置され、導電性部材を含んで形成されると共に所定の機能を実行する機能実行手段と、前記受電用コイルを軸方向に貫通するよう配置され、近傍領域における前記磁束を、必要に応じて進行方向を変化させることによって自己に入射させるコア部材とを備えたことを特徴とする。

【0020】

また、請求項10にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記送受信装置は、前記被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信アンテナをさらに備え、前記被検体内導入装置は、前記送受信装置に対して無線信号を送信する無線送信手段をさらに備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明にかかる被検体内導入装置および被検体内導入システムは、受電用コイル内を軸方向に貫通するよう配置されたコア部材が近傍領域における磁束を必要に応じて進行方向を変化させることによって自己に入射させる機能を有するため、受電用コイル内を通過する磁束の総数を減少させることなく機能実行手段に入射する磁束の本数を低減することが可能となり、機能実行手段の少なくとも一部を受電用コイル内に配置したことに起因した給電効率の低下を抑制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】

【0022】

以下、この発明を実施するための最良の形態である被検体内導入装置および被検体内導入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。

【0023】

(実施の形態1)

まず、実施の形態1にかかる被検体内導入システムについて説明する。図1は、本実施の形態1にかかる被検体内導入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、本実施の形態1にかかる被検体内導入システムは、被検体1の内部に導入されて被検体1内部を移動するカプセル型内視鏡2と、カプセル型内視鏡2から送信された無線信号を受信すると共にカプセル型内視鏡2に対して給電用の交流磁場を形成する送受信装置3

10

20

30

40

50

と、送受信装置3によって受信された無線信号に含まれる情報等を表示する表示装置4と、送受信装置3と表示装置4との間の情報の受け渡しを行うための携帯型記録媒体5とを備える。

【0024】

表示装置4は、送受信装置3によって受信された、カプセル型内視鏡2によって撮像された被検体内画像等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等を表示する構成としても良いし、プリンタ等のように、他の媒体に画像等を出力する構成としても良い。

10

【0025】

携帯型記録媒体5は、送受信装置3および表示装置4に対して着脱可能であって、両者に対する装着時に情報の出力および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2が被検体1の体腔内を移動している間は送受信装置3に装着されて被検体内画像を記憶する。そして、カプセル型内視鏡2が被検体1から排出された後に、送受信装置3から取り出されて表示装置4に装着され、記録したデータが表示装置4によって読み出される構成を有する。送受信装置3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によって行うこととで、送受信装置3と表示装置4との間が有線接続された場合と異なり、カプセル型内視鏡2が被検体1内部を移動中であっても、被検体1が自由に行動することが可能となる。

20

【0026】

次に、送受信装置3について説明する。送受信装置3は、図1にも示したようにカプセル型内視鏡2から送信された無線信号を受信するための受信アンテナ7a～7dと、カプセル型内視鏡2に対して給電信号を送信するための給電アンテナ8a～8dと、受信アンテナ7a～7dおよび給電アンテナ8a～8dを介して送受信される無線信号に関して所定の処理を行う処理装置9とを備える。

20

【0027】

受信アンテナ7a～7dは、例えばループアンテナを用いて形成される。かかるループアンテナは、被検体1の体表面の所定の位置に固定された状態で使用され、受信アンテナ7a～7dは、好ましくはループアンテナを被検体1の体表面に固定するための固定手段を備える。

30

【0028】

給電アンテナ8a～8dは、処理装置9によって生成された給電信号をカプセル型内視鏡2に対して送信するためのものである。具体的には、給電信号は交流磁場を含む信号であって、給電アンテナ8a～8dを介して給電信号が送信されることによって、被検体1内に導入されたカプセル型内視鏡2の存在領域には交流磁場が形成されることとなる。なお、給電アンテナ8a～8dの具体的な構造としては、受信アンテナ7a～7dと同様にループアンテナおよび固定手段によって形成されるものとする。

【0029】

処理装置9は、受信アンテナ7a～7dおよび給電アンテナ8a～8dを用いて送受信する信号に関して所定の処理を行うためのものである。例えば、受信アンテナ7a～7dを介して受信された無線信号から被検体内情報を抽出し、抽出した情報を携帯型記録媒体5に記録する機能を有する他、給電アンテナ8a～8dを介して送信する給電信号を生成する機能等を有する。

40

【0030】

次に、カプセル型内視鏡2について説明する。カプセル型内視鏡2は、特許請求の範囲における被検体内導入装置の一例として機能するものであって、被検体1の内部に導入されて所定の機能を実行するものである。図2は、カプセル型内視鏡2の構造を示す模式図である。図2に示すように、カプセル型内視鏡2は、カプセル形状のカプセル筐体11内に被検体1内部の画像として被検体内画像を撮像するための撮像部12と、撮像部12に

50

よる撮像動作の際に被検体1の内部を照明する照明部13と、撮像部12によって得られたデータに対して所定の信号処理を行うための信号処理部14と、信号処理部14の処理によって得られた信号を送受信装置3に対して無線送信するための無線送信部15と、各構成要素の駆動状態を制御する制御部16とを備える。また、カプセル型内視鏡2は、送受信装置3から出力される交流磁場に基づき誘導起電力を生じるための受電用コイル17と、受電用コイル17にて生じた誘導起電力を駆動電力として再生する電力再生部18と、電力再生部18によって再生された電力を貯蔵し、必要に応じて駆動電力として各構成要素に対して出力する蓄電池19と、送受信装置3からカプセル型内視鏡2に対する電力の供給効率を向上させるコア部材20とを備える。

【0031】

10

カプセル筐体11は、カプセル形状を有すると共に撮像部12等の各構成要素を内蔵するためのものである。具体的には、カプセル筐体11は、有底円筒形状を有するカプセル胴部11aと、カプセル胴部11aの開口部に対して連結された先端カバー部11bとを備える。先端カバー部11bは、透明プラスチック等の光透過性部材によって形成された半球殻状の部材であり、撮像部12における被検体内画像の撮像の際に撮像窓として機能するためのものである。

【0032】

20

撮像部12は、カプセル型内視鏡2が被検体1内に導入された際に被検体1内部の画像たる被検体内画像を撮像するためのものである。具体的には、撮像部12は、先端カバー部11b近傍に配置され、透明な先端カバー部11bを介して外部より入力される光を結像し、被検体内画像として撮像するための機能を有する。撮像部12の構成としては、外部より入力される光を結像する結像レンズ12aと、結像レンズ12aによって形成される像を光電変換するための固体撮像素子12bとによって形成される。なお、図2の例では結像レンズ12aは複数の光学レンズによって形成されることとしたが、単レンズによって形成されることとしても良いし、結像機能を有する他の部材によって形成されることとしても良い。また、固体撮像素子12bとしては、具体的にはCCD(Charge Coupled Device)、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)等を用いることが好ましい。

【0033】

30

照明部13は、撮像部12による被検体内画像の撮像の際に撮像部12の撮像領域に対して照明光を出力するためのものである。具体的には、照明部13は、所定の制御回路が形成された照明基板13aと、かかる制御回路に基づき照明光を出力する照明素子13bとによって形成され、照明素子13bとしては、例えば発光ダイオードを用いることが好ましい。

【0034】

40

無線送信部15は、撮像部12によって撮像された被検体内画像に関するデータを含む無線信号を送信するためのものである。具体的には、無線送信部15は、必要に応じて変調処理を行う変調回路等が形成された無線基板15aと、無線基板15aによって形成された無線信号を送信するための送信アンテナ15bとによって形成される。

【0035】

受電用コイル17は、送受信装置3に備わる給電アンテナ8a～8dのいずれかを介して形成される交流磁場に応じて誘導起電力を生じるためのものである。受電用コイル17は、軸方向がカプセル筐体11の長手方向と一致するよう形成されると共に、径方向(軸方向と垂直な方向すなわち図2における縦方向)に関しては、カプセル胴部11aの内表面に接触するよう形成される。かかる構成の受電用コイル17の内部を通過する磁束が変化することによって、受電用コイル17には誘導起電力が生じることとなり、かかる誘導起電力に基づき撮像部12等の駆動電力が生成されることとなる。

【0036】

50

電力再生部18および蓄電池19は、受電用コイル17にて生じた誘導起電力に基づき駆動電力の生成・貯蔵を行うためのものである。具体的には、電力再生部18は、例えば

受電用コイル 17 にて生じた電位の調整等を行うことによって駆動電力として再生する機能を有する電子回路を有し、蓄電池 19 は、電力再生部 18 によって再生された電力を貯蔵する機能を有する 2 次電池等によって形成される。

【 0 0 3 7 】

なお、本実施の形態 1 においては、図 2 にも示すようにカプセル型内視鏡 2 が果たす所定の機能として被検体内画像の撮像機能を有することとし、かかる機能を実現するために動作する撮像部 12、照明部 13、信号処理部 14、制御部 16、電力再生部 18 および蓄電池 19 を総称して機能実行部 22 と称することとする。

【 0 0 3 8 】

機能実行部 22 の動作について簡単に説明する。図 3 は、機能実行部 22 を含む各構成要素間の関係を示す模式的なブロック図である。図 3 に示すように、制御部 16 は、撮像部 12 および照明部 13 に対して互いに同期しつつ駆動するよう制御を行い、かかる制御に基づき照明部 13 が照明光を出力すると共に、照明光の戻り光を撮像することによって撮像部 12 が被検体内画像を撮像する。撮像部 12 によって得られた被検体内画像に関するデータは制御部 16 を経由して信号処理部 14 に出力され、所定の処理が行われた後に再び制御部 16 を経由して無線送信部 15 に出力される。かかる機能実行部 22 の動作に必要な駆動電力としては、受電用コイル 17 によって得られた誘導起電力に基づき、電力再生部 18 が再生して蓄電池 19 に貯蔵された電力が用いられることがある。

【 0 0 3 9 】

なお、機能実行部 22 は、特許請求の範囲における機能実行手段の一例として機能するものであるが、特許請求の範囲における機能実行手段としては、図 2 に示したものに限定して解釈するべきではなく、具体的には所定の機能を実現すると共に少なくとも一部が導電性材料によって形成されているものであれば、任意のものを機能実行手段として用いることが可能である。

【 0 0 4 0 】

次に、コア部材 20 について、図 2、図 2 の A - A 線断面図たる図 4 および図 5 を適宜参照しつつ説明する。コア部材 20 は、カプセル型内視鏡 2 に対する送受信装置 3 の給電効率の低下を抑制するためのものである。具体的には、コア部材 20 は、例えば強磁性体によって形成され、構造としては受電用コイル 17 の内部空間を、受電用コイル 17 の軸方向に関して貫通するよう形成されている。ここで、「軸方向に関して貫通する」とは、軸方向と平行に配置された構造のみに限定されるのではないが、少なくとも受電用コイル 17 の軸方向の端部間を貫通するよう形成されていることを言う。なお、図 2、図 4 に示す例ではコア部材 20 は、受電用コイル 17 と機能実行部 22 との間に配置された円筒状の部材によって形成されるが、後述する機能に関する説明からも明らかのように、コア部材 20 の機能を実行する観点からは受電用コイル 17 の内部を軸方向に関して貫通するよう形成されれば良く、必ずしも円筒状の部材によって形成する必要はない。また、コア部材 20 を形成する強磁性体としては任意の材料を用いることが可能であるが、本実施の形態 1 では、コバルト (Co) と鉄 (Fe) の非晶質合金を用いることとする。

【 0 0 4 1 】

カプセル型内視鏡 2 においてコア部材 20 を受電用コイル 17 の内部を貫通するよう配置することによって、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムでは、送受信装置 3 からカプセル型内視鏡 2 に対する給電効率の低下を抑制することが可能である。以下、コア部材 20 のかかる機能について説明する。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、送受信装置 3 に備わる給電アンテナ 8a を介して交流磁場が形成された領域にカプセル型内視鏡 2 が位置する場合におけるコア部材 20 の機能を説明するための模式図である。なお、説明を容易にする観点から、図 5 に示す例では、送受信装置 3 は、受電用コイル 17 の軸方向と平行であって強度に関して位置依存性を有さない交流磁場を形成するものとする。また、図 5 における白抜き矢印は、送受信装置 3 によって形成された交流磁場に対応した磁束の進行方向を示すものである。

10

20

30

40

50

【0043】

まず、本実施の形態1におけるカプセル型内視鏡2は、少なくとも受電用コイル17内において機能実行部22に流入する磁束の本数を低減することによって、機能実行部22における渦電流の発生を抑制できるという利点を有する。上述したように、コア部材20は強磁性体によって形成されることから、磁場を形成する磁束を引きつける特性を有する。より具体的には、図5にも示すように、コア部材20の近傍を進行する磁束は、その本来の進行方向を曲げられてコア部材20に入射し、コア部材20中を通過した後に再び本来の進行方向に戻って進行する。従って、カプセル型内視鏡2がコア部材20を備えることとした場合には、本来は機能実行部22に向かって進行する磁束の少なくとも一部がコア部材20の作用によって進行方向を曲げられ、機能実行部22ではなくコア部材20に入射することとなり、機能実行部22に入射する磁束の本数が低減されることとなる。

10

【0044】

既に述べたように、従来のカプセル型内視鏡においては、機能実行部22を形成する導電部材中に交流磁場に基づく磁束が侵入することによって渦電流が生じ、渦電流によって生ずる反磁場に起因した給電効率の低下および機能実行部22に備わる電子回路中における渦電流に起因したノイズ発生等の不具合が生じていた。これに対して、本実施の形態1では、コア部材20の作用により機能実行部22に入射する磁束本数が低減されるため、機能実行部22における渦電流の発生が抑制されることによって給電効率の低下等を抑制することが可能となる。

20

【0045】

なお、かかるコア部材20の機能を充分に發揮する観点からは、コア部材20は、軸方向に関して受電用コイル17を貫通するよう形成されることが好ましい。例えば、コア部材20が受電用コイル17の内部途上にて端部を有する構造を有する場合には、受電用コイル17の軸方向においてコア部材20が存在しない領域では外部と同様に磁束が進行することとなるため、機能実行部22に対して従来と同程度の磁束の流入が生じるおそれがあるためである。

【0046】

また、本実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡2では、機能実行部22に対する磁束の流入を抑制する一方で、受電用コイル17内部を通過する磁束の総数を従来と同程度に維持することが可能である。すなわち、図5等にも示すようにコア部材20は受電用コイル17内に形成されることから、機能実行部22に流入する代わりにコア部材20に入射した磁束は、依然として受電用コイル17を通過することとなる。従って、本実施の形態1では、機能実行部22に入射する磁束の本数を低減する一方で受電用コイル17の内部を通過する磁束の総数が低減することなく、かかる点でも給電効率の低下を抑制することが可能である。

30

【0047】

(実施の形態2)

次に、実施の形態2にかかる被検体内導入システムについて説明する。本実施の形態2にかかる被検体内導入システムは、受電用コイルの軸方向端部近傍におけるコア部材の断面積を増加させることによって給電効率を向上させた構成を有する。

40

【0048】

図6は、本実施の形態2にかかる被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡24の構成を示す模式図である。なお、本実施の形態2において実施の形態1と同様の名称・符号を付したもののは、以下で特に言及しない限り実施の形態1と同様の構造・機能を有するものとする。また、本実施の形態2ではカプセル型内視鏡24以外の構成要素に関する図示を省略するが、実施の形態1と同様に送受信装置3、表示装置4および携帯型記録媒体5を備えるものとする。これらのこととは実施の形態3以下についても同様である。

【0049】

図6に示すように、本実施の形態2におけるカプセル型内視鏡24は、実施の形態1におけるカプセル型内視鏡2と同様にカプセル筐体11内の所定の位置に撮像部12、照明

50

部13、信号処理部14、無線送信部15、制御部16、受電用コイル17、電力再生部18および蓄電池19を備える。これらの構成要素の内、撮像部12、照明部13、信号処理部14、無線送信部15、制御部16、電力再生部18および蓄電池19によって機能実行部22が構成される点についても実施の形態1と同様である。

【0050】

一方で、本実施の形態2では、コア部材25の構造が実施の形態1におけるコア部材20と異なる形状を有する。具体的には、コア部材25は、強磁性体によって形成される点および受電用コイル17の内部を軸方向に貫通するよう形成される点で実施の形態1におけるコア部材20と同様の構成を有する一方で、軸方向と垂直な方向に所定距離だけ延伸した構造を有する。なお、かかる延伸した部分は受電用コイル17の軸方向の任意の位置に形成することとして良いが、より好ましくは、受電用コイル17の軸方向中心からの距離が、受電用コイル17の軸方向端部よりも離隔した位置に形成することとする。具体的には、図6にも示すようにコア部材25は、先端カバー部11b側における受電用コイル17の端部近傍では照明基板13a上にまでコア部材25が延伸し、カプセル胴部11aの底部側における受電用コイル17の端部近傍では無線基板15a上にまで延伸した構造を有する。

【0051】

図7は、図6におけるB-B線の断面図である。図7に示すように、カプセル型内視鏡24は、照明基板13a上において照明光を出力する照明素子13bおよび撮像に用いられる結像レンズ12aが配置された領域以外の部分がすべてコア部材25によって覆われた構造を有する。このように、本実施の形態1では、機能実行部22の機能を損なわない限りにおいてできる限りコア部材25を軸方向と垂直な方向に延伸させた構成を採用することとする。このことは、無線基板15a側に関しても同様であって、図示は省略するものの例えば無線基板15a上において、送信アンテナ15bが配置された領域以外の部分をすべて覆うようコア部材25が形成されることが好ましい。

【0052】

次に、本実施の形態2におけるカプセル型内視鏡24の利点について説明する。本実施の形態2におけるカプセル型内視鏡24は、実施の形態1におけるカプセル型内視鏡2の利点に加え、さらに給電効率を向上することが可能である。

【0053】

図8は、被検体1内に導入され、送受信装置3に備わる給電アンテナ8aを介して交流磁場が形成された状態におけるカプセル型内視鏡24の状態を説明するための模式図である。なお、図5と同様に説明を容易にする観点から図8に示す例では、送受信装置3は、受電用コイル17の軸方向と平行であって強度に関して位置に依存しない交流磁場を形成するものとする。また、図8における白抜き矢印は、送受信装置3によって形成された交流磁場に対応した磁束を意味するものとする。

【0054】

図8に示すように、カプセル型内視鏡24近傍を進行する磁束は、まず、コア部材25のうち受電用コイル17の外部に配置され、受電用コイル17の軸方向と垂直な方向に延伸した部分に入射する。そして、コア部材25において受電用コイル17の軸方向と垂直な方向に延伸した部分は、一体的に形成された軸方向に延伸した部分との間で磁気回路を形成することから、軸方向と垂直な方向に延伸した部分に入射した磁束は、図8に示すように軸方向に延伸した部分を通過した後、再び外部に出力される。

【0055】

コア部材25の作用によって図8に示すように磁束が進行することで、本実施の形態2におけるカプセル型内視鏡24は受電用コイル17を通過するほとんどすべての磁束に関して、機能実行部22に入射することを防止することが可能である。すなわち、図8からも明らかなように、少なくとも理論上はカプセル型内視鏡24の外部において機能実行部22に向かって進行する磁束は、コア部材25において受電用コイル17の軸方向と垂直な方向に延伸した部分に入射してコア部材25内を進行する。従って、かかる延伸部分の

下流に位置する機能実行部 2 2 に対して磁束が入射することではなく、機能実行部 2 2 における渦電流の発生をより効果的に抑制することが可能である。また、コア部材 2 5 が受電用コイル 1 7 の軸方向に対して垂直方向に延伸する構造を新たに備えた場合であっても、実施の形態 1 と同様に受電用コイル 1 7 を軸方向に貫通する部分を有することから、コア部材 2 5 を設けたことによって受電用コイル 1 7 を通過する磁束の総数が低下することもない。

【 0 0 5 6 】

(実施の形態 3)

次に、実施の形態 3 にかかる被検体内導入システムについて説明する。本実施の形態 3 にかかる被検体内導入システムでは、カプセル型内視鏡に備わるコア部材は、前記受電用コイルの軸方向と垂直な方向に関して互いに電気的に分離された複数の部材によって形成された構成を有する。

【 0 0 5 7 】

図 9 は、本実施の形態 3 にかかる被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡 2 7 の構造を示す模式図である。図 9 に示すように、カプセル型内視鏡 2 7 は、カプセル筐体 1 1 内において、実施の形態 2 におけるコア部材 2 5 を受電用コイル 1 7 の軸方向に沿って複数に分割することによって、受電用コイル 1 7 の軸方向と垂直な方向に関して互いに電気的に分離された複数のコア部材 2 8 a ~ 2 8 d (コア部材 2 8 d については図 9 で不図示) を備えた構造を有する。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 は、図 9 の C - C 線における断面図である。本実施の形態 3 におけるカプセル型内視鏡 2 7 は、実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡 2 4 と同様に、コア部材が受電用コイル 1 7 の軸方向と垂直な方向まで延伸した構造を有するが、図 1 0 に示すように、かかる延伸部分においても複数の部分に分割された構造を有する。

【 0 0 5 9 】

なお、コア部材の分割様式は図 9 および図 1 0 に示すものに限定されないことはもちろんである。後述する作用を実現する観点からは、受電用コイル 1 7 と垂直な方向に関して互いに電気的に分離され、それぞれが受電用コイル 1 7 を軸方向に貫通する形状となるよう分割する必要があると共に、好ましくは、受電用コイル 1 7 の軸方向と垂直な断面の面積が小さくなるよう分割されていれば、それぞれのコア部材の形状等は任意のものとして良い。

【 0 0 6 0 】

次に、実施の形態 3 におけるカプセル型内視鏡 2 7 の利点について説明する。本実施の形態 3 におけるカプセル型内視鏡 2 7 は、実施の形態 1 、 2 における利点に加え、さらにコア部材中における渦電流の発生を抑制できるという利点を有する。コア部材 2 8 a ~ 2 8 d は強磁性体によって形成されるのは実施の形態 1 等と同様であるが、一般に強磁性体は高透磁率を有するのみならず導電性を示すのが通常である。従って、受電用コイル 1 7 の軸方向と垂直な方向に延伸した部分を有する構造等の場合には、機能実行部 2 2 における渦電流の発生を効果的に抑制しうる一方で、かかる延伸部分において渦電流が発生する可能性がある。すなわち、延伸部分に着目すると、導電性の部材に交流磁場が印加されるという点では従来のカプセル型内視鏡における機能実行部の場合と同様であって、延伸部分には磁場変化を妨げる磁場を生ずべく渦電流が生じることとなり、かかる渦電流によって従来と同様の問題が生じる可能性がある。

【 0 0 6 1 】

これに対して、渦電流の絶対値は受電用コイル 1 7 の軸方向と垂直方向の断面積に比例することが知られており、本実施の形態 3 では、渦電流の絶対値を低下させるために受電用コイル 1 7 の軸方向と垂直方向に関して電気的に分離したコア部材 2 8 a ~ 2 8 d を備えることによって、それぞれの断面積を小さな値としている。この結果、カプセル型内視鏡 2 7 において、コア部材 2 8 a ~ 2 8 d のそれぞれで生じる渦電流に起因した渦電流の値は、コア部材を一体的に形成した場合と比較して小さな値となり、渦電流に起因した反

10

20

30

40

50

磁場の強度も低下することから、受電用コイル 17 における給電効率の低下をさらに抑制できるという利点を有することとなる。

【0062】

(実施の形態4)

次に、実施の形態4にかかる被検体内導入システムについて説明する。本実施の形態4にかかる被検体内導入システムでは、カプセル型内視鏡において、受電用コイルの構造が実施の形態1～3と異なる構成を有する。

【0063】

図11は、本実施の形態4におけるカプセル型内視鏡30の構成を示す模式図である。
図11に示すように、本実施の形態4におけるカプセル型内視鏡30は、基本的な構造に関しては実施の形態1におけるカプセル型内視鏡2と同様である一方で、受電用コイル31の構造が実施の形態1等と異なる構成を有する。具体的には、受電用コイル31は、コア部材20に沿って均一な巻き密度で形成されるのではなく、コア部材20の長手方向端部と比較して、長手方向中心付近において密に巻かれた構造、より具体的には例えば長手方向中心付近にのみコイルが巻かれた構造を有する。

【0064】

本実施の形態4におけるカプセル型内視鏡30の利点について説明する。カプセル型内視鏡30は、実施の形態1と同様の構造を有するコア部材20を備えることによって、実施の形態1と同様の利点を享受できる他、受電用コイル31を上述の構成とすることによって反磁場の発生をさらに効果的に抑制することが可能である。

【0065】

図12は、一様な交流磁場中において、コア部材中20に生じる渦電流に起因する反磁場の強度のコア部材20の位置依存性を示す模式的なグラフである。なお、図12の縦軸は反磁場の強度を示し、横軸はコア部材20の先端カバー部11b側端部（すなわち、図11における左側端部）を原点とした長手方向の位置1を示す。また、位置1'はコア部材20の無線送信部15側端部（図11における右側端部）を意味する。

【0066】

図12に示すように、コア部材20によって生じる反磁場の強度は一様ではなく、コア部材20上の位置に対して依存性を有する。具体的には、反磁場の強度は、コア部材20の端部近傍においては大きい値を有する一方で、コア部材20の長手方向中心に近づくにつれて徐々に低下し、長手方向中心付近において最小の値を有することとなる。従って、反磁場の強度が弱くなる領域に受電用コイル31を形成することによって、受電用コイル31中を反磁場に起因した磁束が通過することを抑制でき、受電用コイル31に対する給電効率の低下をさらに抑制できることとなる。

【0067】

なお、本実施の形態4におけるカプセル型内視鏡30は、上述したように受電用コイル以外の構成要素に関して実施の形態1におけるカプセル型内視鏡2とほぼ同様の構造を有することとしたが、かかる構造に限定して解釈する必要はない。具体的には、実施の形態2のカプセル型内視鏡24または実施の形態3のカプセル型内視鏡27において、受電用コイル17を本実施の形態4の受電用コイル31に置き換えた構成とした場合にも本実施の形態4の利点を享受することが可能である。

【0068】

以上、実施の形態1～4に渡って本発明について説明したが、本発明は上述の実施の形態に限定して解釈するべきではなく、当業者であれば様々な実施例、変形例等に想到することが可能である。例えば、実施の形態1～4では、コア部材の材料として強磁性体を用いることとしたが、所定の方向に進行する磁束の少なくとも一部を、必要に応じて進行方向を変化させることによって自己に入射させる特性を有する材料であれば、強磁性体以外の材料を用いてコア部材を形成することが可能である。

【0069】

また、実施の形態1～4では、機能実行部22として被検体内画像を撮像する機能を有

10

20

30

40

50

するものを例として説明したが、機能実行部 22 が果たすべき機能は、被検体内画像の撮像機能に限定して解釈する必要はない。例えば、機能実行部として被検体内的温度、pH 等を計測する機能を有するものを用いても良いし、所定の薬剤の放出を行う機能や、体液等を採取する機能を有する機構を機能実行部としても良い。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】実施の形態1にかかる被検体内導入システムの全体構成を示す模式図である。

【図2】被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。

【図3】カプセル型内視鏡に備わる機能実行部について示す模式的なブロック図である。

【図4】図2のA-A線における断面図である。

10

【図5】カプセル型内視鏡に備わるコア部材の機能を説明するための模式図である。

【図6】実施の形態2にかかる被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。

【図7】図6のB-B線における断面図である。

【図8】コア部材の機能を説明するための模式図である。

【図9】実施の形態3にかかる被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。

【図10】図9のC-C線における断面図である。

【図11】実施の形態4にかかる被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。

20

【図12】反磁場の軸方向位置依存性を示す模式的なグラフである。

【符号の説明】

【0071】

1 被検体

30

2 カプセル型内視鏡

3 送受信装置

4 表示装置

5 携帯型記録媒体

7a ~ 7d 受信アンテナ

8a ~ 8d 給電アンテナ

9 処理装置

11 カプセル筐体

11a カプセル胴部

11b 先端カバー部

12 撮像部

12b 固体撮像素子

12a 結像レンズ

13 照明部

13a 照明基板

13b 照明素子

40

14 信号処理部

15 無線送信部

15a 無線基板

15b 送信アンテナ

16 制御部

17 受電用コイル

18 電力再生部

19 蓄電池

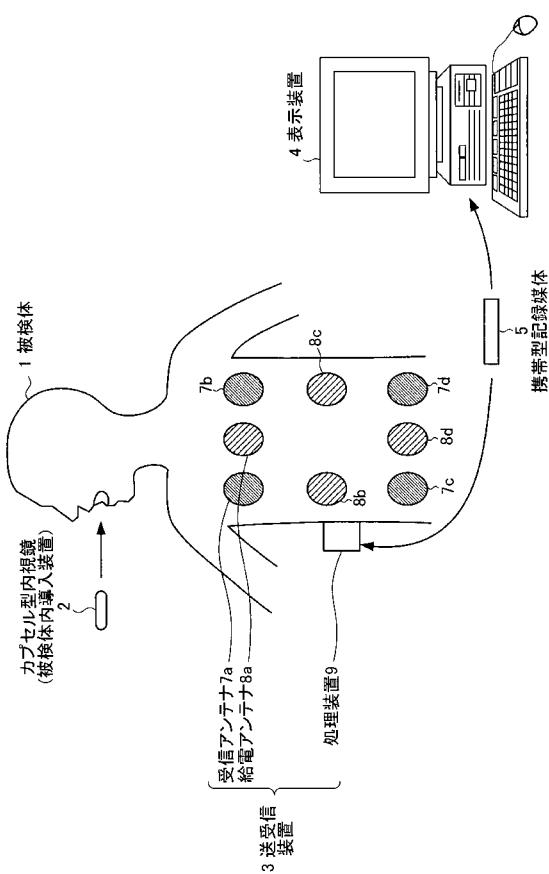
20 コア部材

22 機能実行部

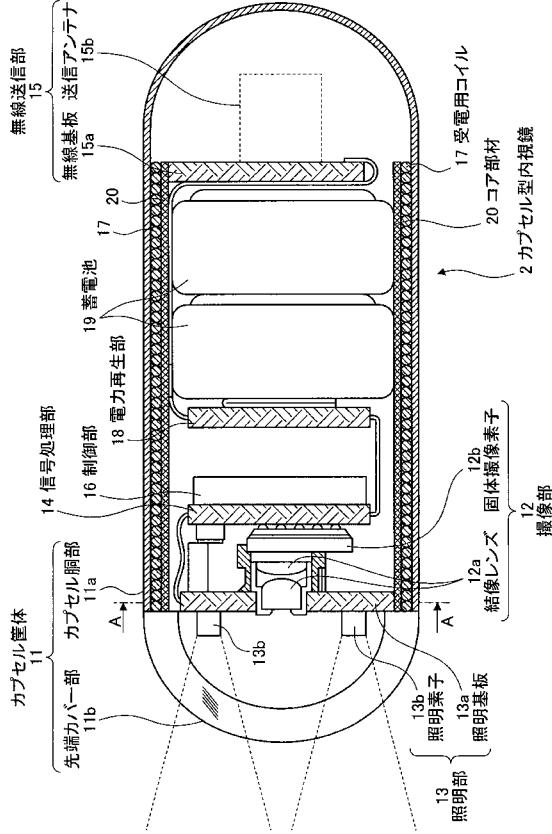
50

- 2 4 カプセル型内視鏡
 2 5 コア部材
 2 7 カプセル型内視鏡
 2 8 a ~ 2 8 d コア部材
 3 0 カプセル型内視鏡
 3 1 受電用コイル

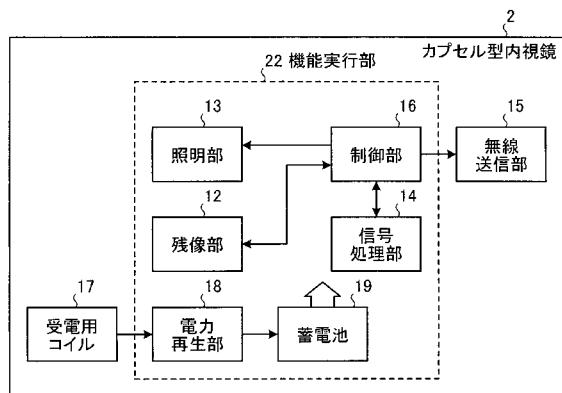
【図1】



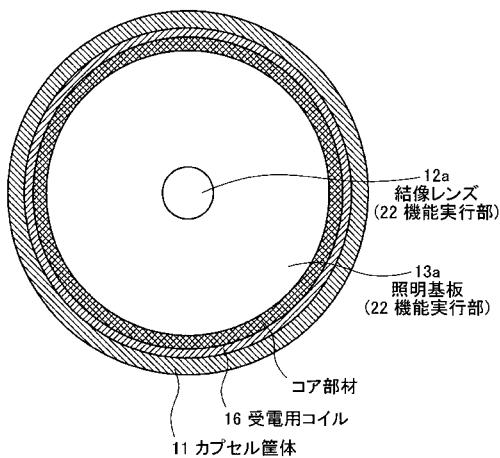
【 図 2 】



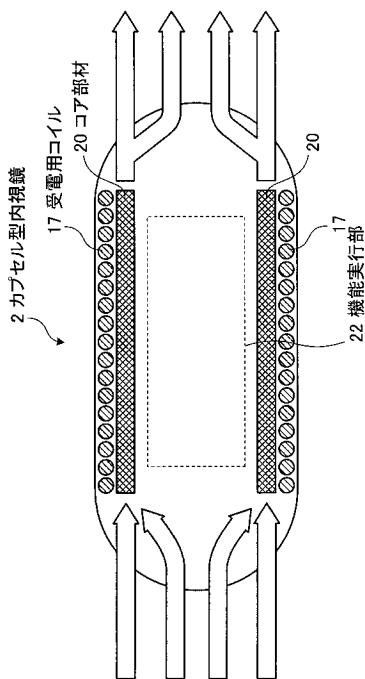
【図3】



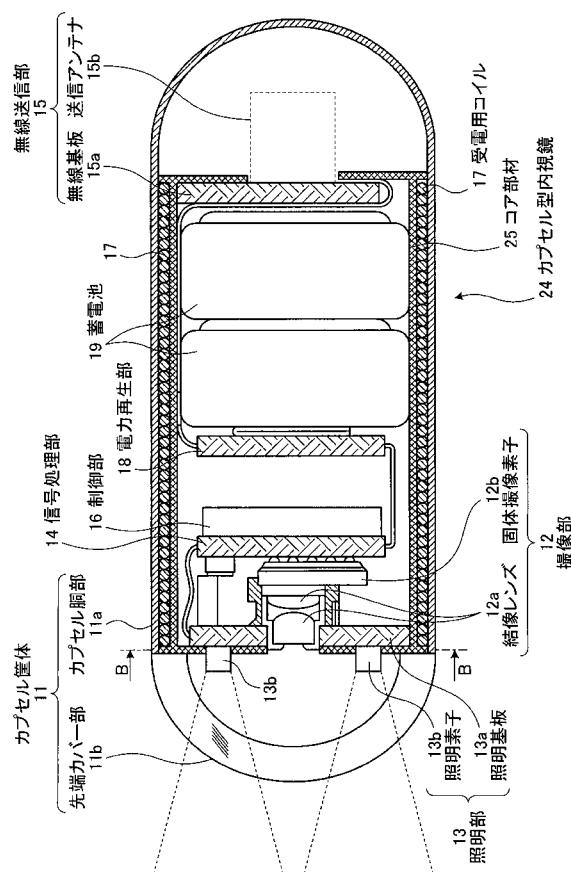
【図4】



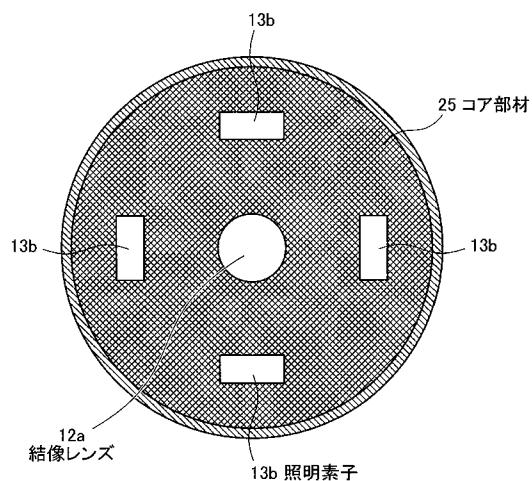
【図5】



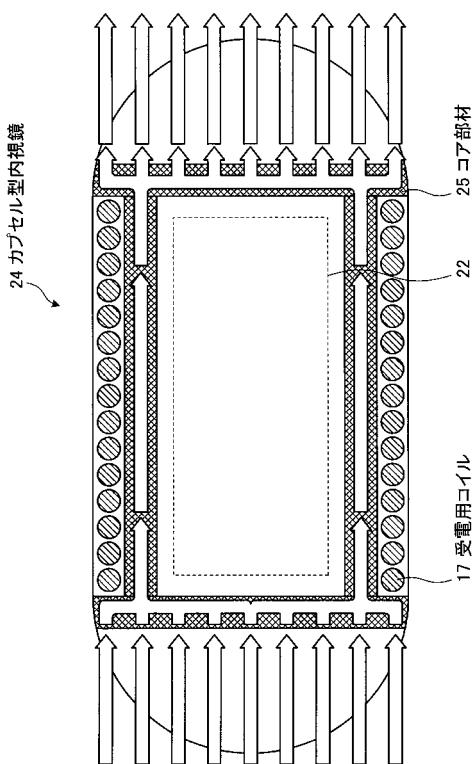
【図6】



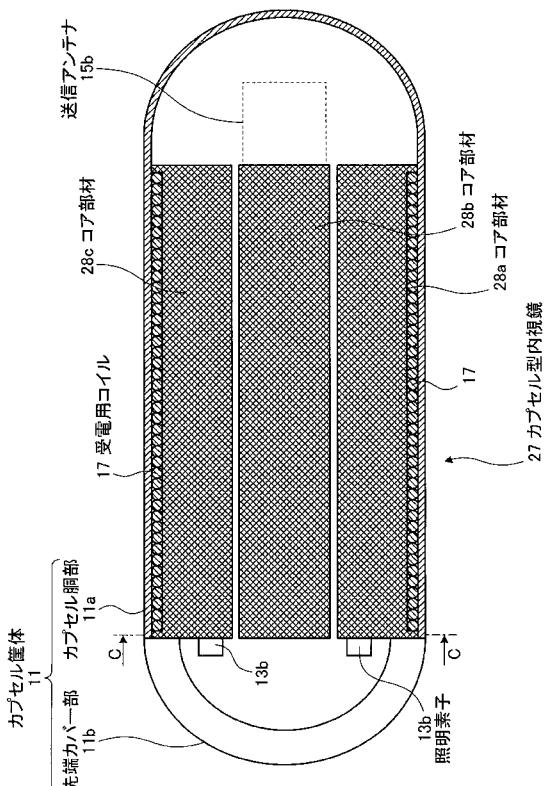
【図7】



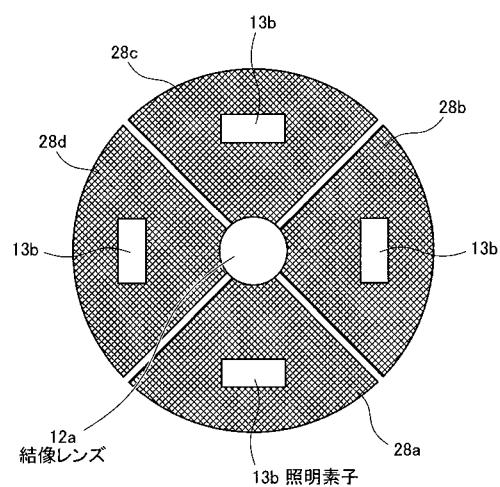
【図8】



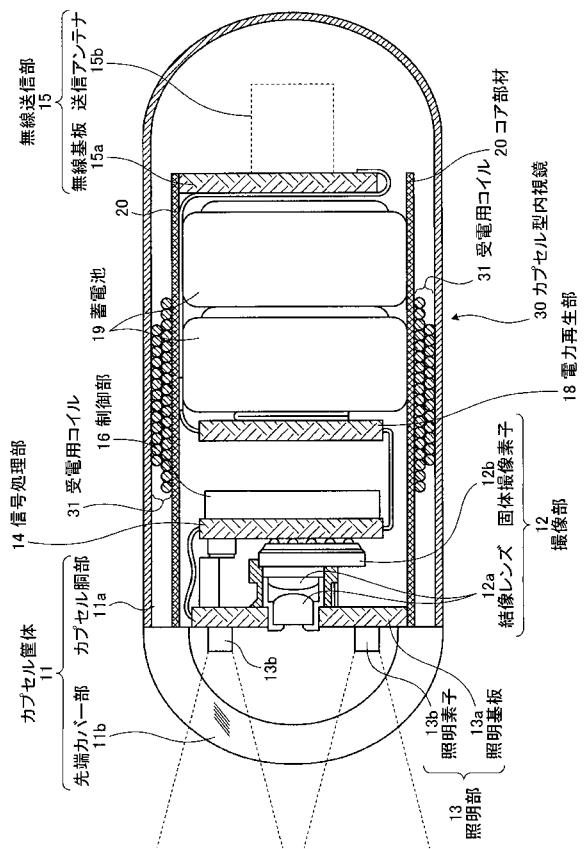
【図9】



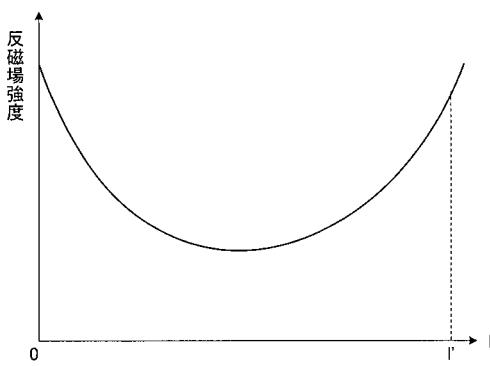
【図10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 FF41 NN03 UU06 UU08 UU09

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于受试者内介绍的主体引入装置和系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006149687A | 公开(公告)日 | 2006-06-15 |
| 申请号 | JP2004344958 | 申请日 | 2004-11-29 |
| [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 | 塙谷浩一 祝迫洋志 薬袋哲夫 | | |
| 发明人 | 塙谷 浩一 祝迫 洋志 薬袋 哲夫 | | |
| IPC分类号 | A61B5/07 A61B1/00 A61B1/04 | | |
| CPC分类号 | A61B1/041 A61B1/00029 A61B1/00034 A61B5/07 A61B2560/0219 | | |
| FI分类号 | A61B5/07 A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/00.683 H02J17/00.B H02J50/10 | | |
| F-TERM分类号 | 4C038/CC03 4C038/CC09 4C038/CC10 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/ /FF41 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF41 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/ /UU09 | | |
| 代理人(译) | 酒井宏明 | | |
| 其他公开文献 | JP4624768B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：抑制包括受电线圈并基于线圈中产生的感应电动势驱动的胶囊型内窥镜的电源效率的降低。胶囊型内窥镜(2)基于由功能执行单元(例如用于捕获被检体内的图像的图像捕获单元(12))和发送/接收装置(3)形成的AC磁场来接收用于产生感应电动势的电力。线圈17和抑制从收发器3向胶囊型内窥镜2的供电效率降低的芯材20。芯构件20由例如铁磁性材料形成，并且相对于与用于馈电的AC磁场相对应的磁通量改变朝向诸如成像单元12的功能执行单元行进的磁通量的至少一部分的行进方向。起到进入功能执行单元而不是功能执行单元的作用，抑制磁通量进入功能执行单元，并且抑制在电力接收线圈17中形成退磁场。[\[选择图\]图2](#)

