

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5356697号
(P5356697)

(45) 発行日 平成25年12月4日(2013.12.4)

(24) 登録日 平成25年9月6日(2013.9.6)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 5/07 (2006.01) A 6 1 B 5/07
H 0 2 J 17/00 (2006.01) H 0 2 J 17/00 B

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-44908 (P2008-44908)
 (22) 出願日 平成20年2月26日(2008.2.26)
 (65) 公開番号 特開2009-201594 (P2009-201594A)
 (43) 公開日 平成21年9月10日(2009.9.10)
 審査請求日 平成23年2月1日(2011.2.1)

(73) 特許権者 803000115
 学校法人東京理科大学
 東京都新宿区神楽坂一丁目3番地
 (73) 特許権者 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 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 柴 建次
 広島県東広島市鏡山1丁目4番1号 広島
 大学大学院工学研究科内
 (72) 発明者 宮原 秀治
 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】

受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、

前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、

前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界の一部を打ち消すための、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した前記磁界に対して逆向きの磁界を発生する、1または複数の磁界低減用コイルと、を有し、

前記磁界低減用コイルは、前記送電用コイルの外周側に沿って配置された、略8の字形状を有するコイルであり、

前記略8の字形状を有するコイルにおける縦方向が前記送電用コイルの巻き軸方向と一致し、かつ、前記略8の字形状を有するコイルにおけるコイル面が前記送電用コイルの中心方向に向くように配置されたことを特徴とする電力供給装置。

【請求項2】

受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、

前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、

前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界の一部を打ち消すための、前記送電用

10

20

コイルの導電線の近傍に発生した前記磁界に対して逆向きの磁界を発生する、1または複数の磁界低減用コイルと、を有し、

前記磁界低減用コイルは、前記送電用コイルの外周側の近傍を略一周するように配置された閉ループ状のコイルであり、

前記閉ループ状のコイルのループ面が前記送電用コイルのコイル面に対して略水平となるように配置されたことを特徴とする電力供給装置。

【請求項3】

受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、

前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、

前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界の一部を打ち消すための、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した前記磁界に対して逆向きの磁界を発生する、1または複数の磁界低減用コイルと、を有し、

前記磁界低減用コイルは、前記送電用コイルと同一の導電線を用いて形成された、略8の字形状を有するコイルであり、

前記略8の字形状を有するコイルにおける縦方向が前記送電用コイルの巻き軸方向と一致し、かつ、前記略8の字形状を有するコイルにおけるコイル面が前記送電用コイルの中心方向に向くように配置されたことを特徴とする電力供給装置。

【請求項4】

受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、

前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、

前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界に応じ、該磁界に対して逆向きの磁界を発生し得る位置に配置された導電性の金属片と、

を有し、

前記金属片は、前記送電用コイルのコイル面の上部における周方向に沿った部分を覆うための形状を具備する一方の金属片と、前記送電用コイルのコイル面の下部における周方向に沿った部分を覆うための形状を具備する他方の金属片と、からなる

ことを特徴とする電力供給装置。

【請求項5】

前記被検体内導入装置は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれか一項に記載の電力供給装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電力供給装置に関し、特に、受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野において用いられる被検体内導入装置の種類の一つとして、被検者が嚥下することにより体腔内に配置され、蠕動運動に伴って該体腔内を順次移動しつつ被写体の像を撮像し、撮像した該被写体の像を撮像信号として外部に無線伝送可能なカプセル型内視鏡がある。

【0003】

また、電磁誘導現象を利用することにより、前述したカプセル型内視鏡の各部の駆動に必要な電力を供給するためのものとして、例えば特許文献1の電力供給装置が提案されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

具体的には、特許文献 1 によれば、被験者が着用する衣類に設けられたボタン型の係合部材の接続により形成される送電用コイルを具備し、該送電用コイルの駆動に伴って生じる磁界を、該被験者の体腔内に配置されたカプセル型内視鏡の受電用コイルに作用させることにより、該カプセル型内視鏡の各部の駆動に必要な電力の供給を行う、という構成が提案されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 5 2 3 6 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

前述した特許文献 1 の構成によると、送電用コイルの駆動に伴って生じる磁界の強度が、該送電用コイルに近づくにつれて増加し、また、該送電用コイルから離れるにつれて減少する、という現象が生じる。そして、このような現象は、結果的にカプセル型内視鏡の動作の安定性を損なわせる原因となっている。

【 0 0 0 6 】

そして、特許文献 1 の電力供給装置においては、前述した現象に対応するための手段等が開示も示唆もされていないため、カプセル型内視鏡を用いた観察を正確に行えない可能性が生じている。

【 0 0 0 7 】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、体腔内を順次移動する被検体内導入装置の動作状態を従来に比べて安定させることが可能な電力供給装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明における電力供給装置は、受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界の一部を打ち消すための、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した前記磁界に対して逆向きの磁界を発生する、1 または複数の磁界低減用コイルと、を有し、前記磁界低減用コイルは、前記送電用コイルの外周側に沿って配置された、略 8 の字形状を有するコイルであり、前記略 8 の字形状を有するコイルにおける縦方向が前記送電用コイルの巻き軸方向と一致し、かつ、前記略 8 の字形状を有するコイルにおけるコイル面が前記送電用コイルの中心方向に向くように配置されている。

本発明における電力供給装置は、受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界の一部を打ち消すための、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した前記磁界に対して逆向きの磁界を発生する、1 または複数の磁界低減用コイルと、を有し、前記磁界低減用コイルは、前記送電用コイルの外周側の近傍を略一周するように配置された閉ループ状のコイルであり、前記閉ループ状のコイルのループ面が前記送電用コイルのコイル面に対して略水平となるように配置されている。

本発明における電力供給装置は、受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界の一部を打ち消すための、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した前記磁界に対して逆向きの磁界を発生する、1 または複数の磁界低減用コイルと、を有し、前記磁界低減用コイルは、前記送電用コイルと同一の導電線を用いて形成

10

20

30

40

50

された、略 8 の字形状を有するコイルであり、前記略 8 の字形状を有するコイルにおける縦方向が前記送電用コイルの巻き軸方向と一致し、かつ、前記略 8 の字形状を有するコイルにおけるコイル面が前記送電用コイルの中心方向に向くように配置されている。

【 0 0 0 9 】

本発明における電力供給装置は、受電用コイルを具備する被検体内導入装置に対して外部から磁界を加えることにより、該被検体内導入装置の各部の駆動に必要な電力を供給可能な電力供給装置において、前記被検体内導入装置の外部において、コイル面を貫く磁界が前記被検体内導入装置を通過するように配置された送電用コイルと、前記送電用コイルの導電線の近傍に発生した磁界に応じ、該磁界に対して逆向きの磁界を発生し得る位置に配置された導電性の金属片と、を有し、前記金属片は、前記送電用コイルのコイル面の上部における周方向に沿った部分を覆うための形状を具備する一方の金属片と、前記送電用コイルのコイル面の下部における周方向に沿った部分を覆うための形状を具備する他方の金属片と、からなる。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 0 】

本発明における電力供給装置によると、体腔内を順次移動する被検体内導入装置の動作状態を従来に比べて安定させることが可能である。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

20

【 0 0 1 2 】

(第 1 の実施形態)

図 1 から図 9 は、本発明の第 1 の実施形態に係るものである。図 1 は、本発明の実施形態に係る電力供給装置が用いられる医療用システムの要部の構成の一例を示す図である。図 2 は、第 1 の実施形態に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態を被検体の上方からみた場合を示す図である。図 3 は、第 1 の実施形態において、送電用コイル及び補助コイルから発せられる磁界の向きの一例を示す図である。図 4 は、第 1 の実施形態において、送電用コイル及び補助コイルから発せられる磁界の向きの、図 3 とは異なる例を示す図である。図 5 は、第 1 の実施形態において、送電用コイルから発せられる磁界が補助コイルにより低減される領域を模式的に示す図である。図 6 は、図 5 の位置 T 1 から位置 T 2 にかけての磁界強度の変化の概要を示す図である。図 7 は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態を被検体の上方からみた場合を示す図である。図 8 は、図 7 の V I I I - V I I I 線に沿った断面を示す概略図である。図 9 は、第 1 の実施形態の第 2 の変形例に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態の概要を示す図である。

30

【 0 0 1 3 】

本実施形態に係る電力供給装置が用いられる医療用システム 1 は、図 1 に示すように、被検体内導入装置としてのカプセル型内視鏡 2 と、送電用コイル 3 と、補助コイル 4 と、送電用コイル駆動回路 5 と、補助コイル駆動回路 6 と、コントローラ 7 と、を要部として有している。

40

【 0 0 1 4 】

カプセル型内視鏡 2 は、撮像部、画像処理部、情報伝達部及び電源部等（いずれも図示せず）を具備して構成されており、嚥下により被検体 1 0 1 の体腔内に配置され、該体腔内の消化器系臓器の画像を取得可能な装置である。

【 0 0 1 5 】

カプセル型内視鏡 2 の撮像部は、発光ダイオード等からなる照明系と、イメージセンサ等からなる撮像素子と、被写体の像を該撮像素子の受光面に結像させる撮像光学系と、該撮像素子の駆動及び制御を行うための撮像素子制御回路と、を有して構成されている。

【 0 0 1 6 】

カプセル型内視鏡 2 の画像処理部は、撮像素子から出力される電気信号（画像信号）に

50

対して所定の信号処理を施す画像処理回路を有して構成されている。

【0017】

カプセル型内視鏡2の情報伝達部は、画像処理部から出力された信号に対して変調等の処理を施し、無線信号として外部へ送信可能とするための変調送信部を有して構成されている。

【0018】

カプセル型内視鏡2の電源部は、撮像部、画像処理部及び情報伝達部の駆動に必要な電力を、外部磁界に応じて生じる起電力により得るための受電用コイルを有して構成されている。

【0019】

送電用コイル3は、例えば被検体101が着用する衣類(図示せず)の内部に設けられており、被検体101の体表面に沿って略円周状に巻回された状態として配置されている。換言すると、送電用コイル3は、カプセル型内視鏡2の外部において、コイル面を貫く磁界がカプセル型内視鏡2を通過するように配置されている。

【0020】

略8の字コイルとしての補助コイル4は、略8の字の縦方向と送電用コイル3の巻き軸方向とが一致し、かつ、送電用コイル3の中心方向にコイル面が向くように、送電用コイル3の外周側に沿って配置されている。

【0021】

また、各補助コイル4は、例えば被検体101が着用する衣類(図示せず)の外部に1または複数配置されている。すなわち、各補助コイル4は、送電用コイル3と直接接触しないように、衣類等の絶縁物(図示せず)により隔てられた状態として、送電用コイル3の近傍に配置されている。

【0022】

さらに、本実施形態においては、補助コイル4の略8の字の縦方向の長さが、送電用コイル3の巻き幅の長さよりも大きい場合について説明を行うが、必ずしも補助コイル4の略8の字の縦方向の長さが、送電用コイル3の巻き幅よりも大きい必要はなく、小さい場合においても同様の効果は得られる。但し、補助コイル4の略8の字の縦方向の長さが、送電用コイル3の巻き幅よりも大きいほうがより大きな効果が得られる。

【0023】

なお、略8の字コイルとしての補助コイル4は、1回巻きにより構成されても良く、または、複数巻きにより構成されるものであっても良い。

【0024】

また、補助コイル4は、略8の字コイルにより形成されるものに限らず、例えば、平面螺旋状のコイルにより形成されるものであっても良く、または、略8の字の縦方向に一致する方向に並べられた2つの円形コイルにより形成されるものであっても良い。

【0025】

本実施形態においては、例えば図2に示すように、被検体101の前後左右に相当する箇所にも夫々1つずつ、計4ヶ所に補助コイル4を配置した場合を例に挙げつつ説明を行うものとする。但し、補助コイル4の配置箇所及び個数は、図2に示すようなものに限らず、各々任意に選択可能である。具体的には、補助コイル4は、被検体101の前面側の所定の箇所に1つのみ配置されるものであっても良く、または、カプセル型内視鏡2が通過する可能性のある箇所に複数集中配置されるものであっても良い。

【0026】

送電用コイル3に接続される送電用コイル駆動回路5には、送電用コイル3と共振回路を構成するための共振用コンデンサ(図示せず)が内蔵されている。

【0027】

各補助コイル4に接続される補助コイル駆動回路6には、該各補助コイル4と共振回路を構成するための共振用コンデンサ(図示せず)が内蔵されている。(なお、図1においては、図示の簡単のため、各補助コイル4のうち、1つの補助コイル4と補助コイル駆動

10

20

30

40

50

回路 6 とが接続されているものとして示してある。)

例えば CPU 等からなるコントローラ 7 は、送電用コイル駆動回路 5 及び補助コイル駆動回路 6 に接続されている。そして、コントローラ 7 は、送電用コイル 3 と補助コイル 4 とが各々同期しながら駆動するように、送電用コイル駆動回路 5 及び補助コイル駆動回路 6 に対して制御を行う。

【 0 0 2 8 】

すなわち、本実施形態に係る電力供給装置は、送電用コイル 3 と、補助コイル 4 と、送電用コイル駆動回路 5 と、補助コイル駆動回路 6 と、コントローラ 7 と、を具備して構成されている。

【 0 0 2 9 】

ここで、本実施形態に係る電力供給装置が用いられる医療用システム 1 の作用について説明を行う。

【 0 0 3 0 】

まず、術者等は、被検体 1 0 1 の体腔内にカプセル型内視鏡 2 を配置し、送電用コイル 3 及び各補助コイル 4 を図 1 及び図 2 に示すような状態として配置した後、送電用コイル駆動回路 5、補助コイル駆動回路 6 及びコントローラ 7 を起動させる。

【 0 0 3 1 】

送電用コイル駆動回路 5 が起動すると、送電用コイル 3 において、例えば図 3 の矢印 A 1 1 に示す方向に電流が流れる。そして、送電用コイル 3 において、図 3 の矢印 A 1 1 に示す方向に電流が流れることに伴い、図 3 の矢印 B 1 1 に示す方向の磁界が発生する。

【 0 0 3 2 】

一方、補助コイル駆動回路 6 が起動すると、補助コイル 4 において、例えば図 3 の矢印 C 1 1 に示す方向に電流が流れる。そして、補助コイル 4 において、図 3 の矢印 C 1 1 に示す方向に電流が流れることに伴い、図 3 の矢印 D 1 1 に示す方向の磁界が発生する。

【 0 0 3 3 】

図 3 の矢印 B 1 1 に示す磁界と、図 3 の矢印 D 1 1 に示す磁界とは、互いに逆向きの磁界である。そのため、図 3 の矢印 B 1 1 に示す磁界の一部は、図 3 の矢印 D 1 1 に示す磁界により打ち消される。

【 0 0 3 4 】

また、送電用コイル駆動回路 5 が起動すると、送電用コイル 3 において、例えば図 4 の矢印 A 1 2 に示す方向に電流が流れる。そして、送電用コイル 3 において、図 4 の矢印 A 1 2 に示す方向に電流が流れることに伴い、図 4 の矢印 B 1 2 に示す方向の磁界が発生する。

【 0 0 3 5 】

一方、補助コイル駆動回路 6 が起動すると、補助コイル 4 において、例えば図 4 の矢印 C 1 2 に示す方向に電流が流れる。そして、補助コイル 4 において、図 4 の矢印 C 1 2 に示す方向に電流が流れることに伴い、図 4 の矢印 D 1 2 に示す方向の磁界が発生する。

【 0 0 3 6 】

図 4 の矢印 B 1 2 に示す磁界と、図 4 の矢印 D 1 2 に示す磁界とは、互いに逆向きの磁界である。そのため、図 4 の矢印 B 1 2 に示す磁界の一部は、図 4 の矢印 D 1 2 に示す磁界により打ち消される。

【 0 0 3 7 】

以上に述べたような送電用コイル 3 及び各補助コイル 4 の作用により、送電用コイル 3 において発生される磁界のうち、補助コイル 4 が配置された各箇所付近における磁界の強度が各々低減する。すなわち、以上に述べたような送電用コイル 3 及び各補助コイル 4 の作用により、例えば図 5 に示すように、送電用コイル 3 における領域 R 1、R 2、R 3 及び R 4 付近の磁界の強度が各々低減する。

【 0 0 3 8 】

一方、図 5 の位置 T 1 から位置 T 2 にかけての磁界の強度の変化の様子は、例えば図 6 に示すようなものとなる。すなわち、図 6 に示すように、送電用コイル 3 の近傍に補助コ

10

20

30

40

50

イル4が配置された(本実施形態の)場合においては、送電用コイル3の近傍に補助コイル4が配置されていない場合に比べ、送電用コイル3からの距離に応じた磁界の強度の変動を抑制することができる。

【0039】

以上に述べたように、本実施形態に係る電力供給装置は、送電用コイルからの距離に応じた磁界の強度の変動を抑制することができるため、その結果、被検体の体腔内を順次移動するカプセル型内視鏡の動作状態を従来に比べて安定させることができる。

【0040】

なお、本実施形態においては、送電用コイル3において発せられる磁界の一部を補助コイル4により打ち消すことが可能な構成を具備するものであれば、補助コイル駆動回路6により補助コイル4を駆動させつつ、送電用コイル3において発せられる磁界の一部を能動的に打ち消すものに限らず、例えば、電磁誘導現象に伴って補助コイル4に生じる電流を利用しつつ、送電用コイル3において発せられる磁界の一部を受動的に打ち消すものであっても良い。そして、送電用コイル3において発せられる磁界の一部を受動的に打ち消す場合においては、前述した効果と略同様の効果を得ることができ、また、補助コイル駆動回路6及びコントローラ7を用いずとも良いため、電力供給装置の構成を簡易にすることができる。

【0041】

また、送電用コイル3において発せられる磁界の一部を受動的に打ち消すために用いられる補助コイルは、前述した構成を具備する補助コイル4に限らず、例えば、本実施形態の第1の変形例として図7に示すような構成を具備する補助コイル4aであっても良い。

【0042】

具体的には、補助コイル4aは、図7に示すように、送電用コイル3の外周側の近傍を略一周するように配置され、かつ、被検体101の頭上方向から見た場合の形状がC字形の閉ループとなるように形成されている。また、補助コイル4aは、閉ループのループ面が送電用コイル3のコイル面に対して略水平となるように配置されている。

【0043】

なお、補助コイル4aは、一本の導電線からなる1つのC字形の閉ループにより構成されても良く、または、一本の導電線からなる複数のC字形の閉ループが重なったものとして構成されても良い。

【0044】

ここで、本実施形態に係る電力供給装置において、補助コイル4の代わりに補助コイル4aが用いられた場合の医療用システム1の作用について説明を行う。

【0045】

まず、術者等は、被検体101の体腔内にカプセル型内視鏡2を配置し、送電用コイル3及び補助コイル4aを図7に示すような状態として配置した後、送電用コイル駆動回路5を起動させる。

【0046】

送電用コイル駆動回路5が起動すると、送電用コイル3において、例えば図7の矢印A13に示す方向(図8のA13として示す方向)に電流が流れる。そして、送電用コイル3において、図7の矢印A13に示す方向(図8のA13として示す方向)に電流が流れることに伴い、図8の矢印B13に示す方向の磁界が発生する。

【0047】

一方、図8の矢印B13に示す方向に発生した磁界は、補助コイル4aと鎖交する。これにより、補助コイル4aには、例えば図7の矢印C13に示す方向(図8のC13として示す方向)に電流が流れる。そして、補助コイル4aにおいて、図7の矢印C13に示す方向(図8のC13として示す方向)に電流が流れることに伴い、図8の矢印D13に示す方向の磁界が発生する。

【0048】

図8の矢印B13に示す磁界と、図8の矢印D13に示す磁界とは、互いに逆向きの磁

10

20

30

40

50

界である。そのため、図 8 の矢印 B 1 3 に示す磁界の一部は、図 8 の矢印 D 1 3 に示す磁界により打ち消される。

【 0 0 4 9 】

以上に述べたような送電用コイル 3 及び各補助コイル 4 a の作用により、送電用コイル 3 において発せられる磁界のうち、補助コイル 4 a が配置された位置の近傍における磁界の強度が低減する。

【 0 0 5 0 】

なお、補助コイル 4 a は、C 字形の閉ループとして形成されるものに限らず、送電用コイル 3 において発せられる磁界の低減対象となる領域の大小に応じた形状として、例えば、U 字形（半円形）の閉ループ形状として形成されても良く、または、円弧形状の閉ループとして形成されるものであっても良い。

10

【 0 0 5 1 】

また、補助コイル 4 a は、送電用コイル 3 において発せられる磁界の一部を受動的に打ち消すための用途として用いられるものに限らず、送電用コイル 3 において発せられる磁界の一部を能動的に打ち消すための用途として用いられるものであっても良い。この場合においては、前述した補助コイル駆動回路 6 及びコントローラ 7 を用いることにより、送電用コイル 3 と補助コイル 4 a とを各々同期させつつ駆動させれば良い。

【 0 0 5 2 】

一方、本実施形態の電力供給装置においては、補助コイル駆動回路 6 及びコントローラ 7 の代わりに、例えば、第 2 の変形例として図 9 に示すような、センサコイル 8 及び補助コイルアンプ 9 を具備して構成されるものであっても良い。

20

【 0 0 5 3 】

センサコイル 8 は、送電用コイル 3 と同一の向きに巻回された円形状のコイルであり、送電用コイル 3 により発せられる磁界のうち、補助コイル 4 の近傍における磁界を検知し、検知した磁界の強度及び波形に応じた電気信号を、送電用コイル 3 において磁界が発せられるタイミングと同期するタイミングにおいて出力する。

【 0 0 5 4 】

なお、センサコイル 8 が配置される位置は、補助コイル 4 の近傍における磁界を検知可能な位置であれば、送電用コイル 3 の外周側に配置されるものであっても良く、または、送電用コイル 3 の内周側に配置されるものであっても良い。

30

【 0 0 5 5 】

補助コイルアンプ 9 には、補助コイル 4 及びセンサコイル 8 が各々 1 つずつ接続されており、センサコイル 8 の磁界の検知に伴う電気信号が順次入力される。また、補助コイルアンプ 9 は、入力される電気信号に基づき、該電気信号の信号レベルに応じた逆相の信号を順次生成して補助コイル 4 へ出力する。

【 0 0 5 6 】

そして、以上に述べた動作がセンサコイル 8 及び補助コイルアンプ 9 において行われることにより、送電用コイル 3 から発せられる磁界の強度に応じた、該磁界の一部を打ち消すための磁界が補助コイル 4 から発せられる。

【 0 0 5 7 】

40

すなわち、本実施形態の第 2 の変形例に係る電力供給装置は、補助コイル 4、センサコイル 8 及び補助コイルアンプ 9 を具備する独立したユニット（系）により、送電用コイル 3 により発せられる磁界のうち、該ユニット（系）が配置された位置の近傍における磁界の強度を低減させることが可能な構成を有する。したがって、本実施形態の第 2 の変形例に係る電力供給装置は、送電用コイル 3 において発せられる磁界の低減対象となる位置の変更を容易に行うことができる。

【 0 0 5 8 】

また、本実施形態の第 2 の変形例に係る電力供給装置によれば、例えば、何らかの原因により送電用コイル 3 における磁界分布が変化した場合であっても、変化後の磁界分布に応じた強度の磁界を補助コイル 4 から発生させることができる。その結果、本実施形態の

50

第2の変形例に係る電力供給装置によれば、送電用コイル3において発せられる磁界のうち、補助コイル4が配置された各箇所の付近における磁界の強度を精度良く低減させることができる。

【0059】

なお、本実施形態の第2の変形例に係る電力供給装置によれば、補助コイルアンブ9の前段にコンパレータを設けることにより、例えば、センサコイル8から出力される電気信号の信号レベルが所定の閾値以上である場合のみにおいて、送電用コイル3において発せられる磁界の一部を打ち消すための磁界を補助コイル4から発生させる、という構成をとることができる。

【0060】

(第2の実施形態)

図10は、本発明の第2の実施形態に係るものである。図10は、第2の実施形態に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態の概要を示す図である。

【0061】

なお、以降の説明において、第1の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施形態における電力供給装置の構成は、第1の実施形態における電力供給装置と類似の構成を有している。そのため、本実施形態においては、第1の実施形態における電力供給装置と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【0062】

本実施形態における送電用コイル3aは、第1の実施形態における送電用コイル3と異なり、補助コイル4bと一体的に形成されている。換言すると、本実施形態においては、例えば図10に示すように、送電用コイル3aを構成する導電線の一部を用いつつ、略8の字形状を有する補助コイル4bが形成されている。

【0063】

略8の字形状を有する補助コイル4bは、略8の字形状の縦方向と送電用コイル3aの巻き軸方向とが一致し、かつ、送電用コイル3aの中心方向にコイル面が向くように、送電用コイル3aと同一の導電線を用いて形成されている。

【0064】

また、略8の字形状を有する補助コイル4bは、略8の字の縦方向の長さが送電用コイル3の巻き幅に比べて大きい方が望ましいが、小さい場合でも低減効果を得ることは可能である。

【0065】

なお、略8の字形状を有する補助コイル4bは、送電用コイル3aが複数巻きにより構成されている場合において、送電用コイル3aを構成する1巻き分の導電線のみを用いて形成されても良く、または、送電用コイル3aの巻き数以下の所定の複数巻き分の導電線を用いて形成されても良い。

【0066】

また、略8の字形状を有する補助コイル4bの配置箇所及び個数は、前述した各構成を有するものであれば、各々任意に選択可能である。

【0067】

ここで、送電用コイル3a及び補助コイル4bを具備する、本実施形態に係る電力供給装置の作用について説明を行う。

【0068】

送電用コイル駆動回路5が起動すると、送電用コイル3aにおいて、例えば図10の矢印A21に示す方向に電流が流れる。そして、送電用コイル3aにおいて、図10の矢印A21に示す方向に電流が流れることに伴い、図10の矢印B21に示す方向の磁界が発生する。

【0069】

一方、送電用コイル3aと一体的に形成された補助コイル4bには、図10の矢印A21に示す電流と同一の電流が、図10の矢印C21に示す方向に流れる。そして、補助コ

10

20

30

40

50

イル4 bにおいて、図10の矢印C 2 1に示す方向に電流が流れることに伴い、図10の矢印D 2 1に示す方向の磁界が発生する。

【0070】

図10の矢印B 2 1に示す磁界と、図10の矢印D 2 1に示す磁界とは、互いに逆向きの磁界である。そのため、図10の矢印B 2 1に示す磁界の一部は、図10の矢印D 2 1に示す磁界により打ち消される。

【0071】

以上に述べたような送電用コイル3 a及び各補助コイル4 bの作用により、送電用コイル3 aにおいて発生される磁界のうち、補助コイル4 bが形成された部分の付近における磁界の強度が低減する。

10

【0072】

以上に述べたように、本実施形態に係る電力供給装置は、第1の実施形態と略同様に、送電用コイルからの距離に応じた磁界の強度の変動を抑制することができるため、その結果、被検体の体腔内を順次移動するカプセル型内視鏡の動作状態を従来に比べて安定させることができる。

【0073】

また、以上に述べたように、本実施形態に係る電力供給装置は、送電用コイルと補助コイルとを別々に作製する必要がなく、かつ、送電用コイルとの同期をとりながら補助コイルを駆動させるための駆動回路等を別途設ける必要がないため、その結果、前述した効果を比較的簡易な構成により得ることができる。

20

【0074】

(第3の実施形態)

図11から図15は、本発明の第3の実施形態に係るものである。図11は、第3の実施形態に係る送電用コイル及び金属片の配置状態を被検体の上方からみた場合を示す図である。図12は、図11のX I I - X I I線に沿った断面を示す概略図である。図13は、第3の実施形態の第1の変形例に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態の概要を示す図である。図14は、第3の実施形態の第2の変形例に係る送電用コイル及び金属片の配置状態を被検体の上方からみた場合を示す図である。図15は、図14のX V - X V線に沿った断面を示す概略図である。

【0075】

30

なお、以降の説明において、第1の実施形態または第2の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施形態における電力供給装置の構成は、第1の実施形態における電力供給装置と類似の構成を有している。そのため、本実施形態においては、第1の実施形態における電力供給装置と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【0076】

本実施形態の電力供給装置は、第1の実施形態と異なり、送電用コイル3の導電線の近傍に発生した磁界に応じ、該磁界に対して逆向きの磁界を発生し得る位置に配置された導電性の金属片を用いることにより、送電用コイル3において発生される磁界を低減するための構成を具備している。

40

【0077】

具体的には、本実施形態の電力供給装置は、図11及び図12に示すように、送電用コイル3に接触しない位置に配置可能であり、かつ、送電用コイル3のコイル面の上部における周方向に沿った部分を覆うための形状を具備した導電性の金属片11を補助コイル4の代わりに具備している。

【0078】

なお、金属片11は、導電性の金属により形成されるものであれば、例えば、鉄、アルミ、ニッケル、銅、銀及び金等のうちのいずれか1つからなるものであっても良く、または、合金であっても良い。

【0079】

50

金属片 1 1 の形状は、送電用コイル 3 に接触しない位置に配置可能であり、かつ、送電用コイル 3 のコイル面の上部における周方向に沿った部分を覆うための形状を具備するものであれば、例えば図 1 1 に示すようなドーナツ形状を具備するものに限らない。

【 0 0 8 0 】

また、金属片 1 1 は、送電用コイル 3 に接触しない位置に配置可能であり、かつ、送電用コイル 3 のコイル面の上部における周方向に沿った部分を覆うための形状を具備するものであれば、例えば図 1 1 に示すようなドーナツ形状を具備するものに限らない。具体的には、金属片 1 1 は、磁界の低減対象となる領域の大小に応じた、送電用コイル 3 のコイル面の上部における周方向に沿った部分の一部のみを覆うことが可能な形状を具備するものであっても良い。さらに、金属片 1 1 は、送電用コイル 3 において発生される磁界の通過方向に対し、任意の厚みを具備するものであっても良い。

10

【 0 0 8 1 】

ここで、金属片 1 1 を具備する、本実施形態に係る電力供給装置の作用について説明を行う。

【 0 0 8 2 】

送電用コイル駆動回路 5 が起動すると、送電用コイル 3 において、例えば図 1 1 の矢印 A 3 1 に示す方向（図 1 2 の A 3 1 として示す方向）に電流が流れる。そして、送電用コイル 3 において、図 1 1 の矢印 A 3 1 に示す方向（図 1 2 の A 3 1 として示す方向）に電流が流れることに伴い、図 1 2 の矢印 B 3 1 に示す方向の磁界が発生する。

【 0 0 8 3 】

20

一方、図 1 2 の矢印 B 3 1 に示す方向に発生した磁界は、金属片 1 1 を通過する。また、前記磁界が金属片 1 1 を通過することにより、電磁誘導現象に伴う渦電流が金属片 1 1 において発生する。そして、前記渦電流に応じた磁界として、図 1 2 の矢印 D 3 1 に示す方向の磁界が発生する。

【 0 0 8 4 】

図 1 2 の矢印 B 3 1 に示す磁界と、図 1 2 の矢印 D 3 1 に示す磁界とは、互いに逆向きの磁界である。そのため、図 1 2 の矢印 B 3 1 に示す磁界の一部は、図 1 2 の矢印 D 3 1 に示す磁界により打ち消される。

【 0 0 8 5 】

以上に述べたような送電用コイル 3 及び金属片 1 1 の作用により、送電用コイル 3 において発生される磁界のうち、金属片 1 1 が配置された位置の近傍における磁界の強度が低減する。

30

【 0 0 8 6 】

以上に述べたように、本実施形態に係る電力供給装置は、第 1 の実施形態と略同様に、送電用コイルからの距離に応じた磁界の強度の変動を抑制することができるため、その結果、被検体の体腔内を順次移動するカプセル型内視鏡の動作状態を従来に比べて安定させることができる。

【 0 0 8 7 】

また、以上に述べたように、本実施形態に係る電力供給装置は、送電用コイルのコイル面に応じた形状を具備する導電性の金属片を、該送電用コイルに対する所定の位置に配置する、という比較的簡易な構成により、前述した効果を得ることができる。

40

【 0 0 8 8 】

なお、金属片 1 1 は、図 1 1 及び図 1 2 に示すように、送電用コイル 3 のコイル面の上部における周方向に沿った部分を覆うものに限らず、例えば、送電用コイル 3 のコイル面の下部における周方向に沿った部分を覆うものであっても良い。また、金属片 1 1 が送電用コイル 3 のコイル面の上部または下部のいずれかのみ配置される場合、送電用コイル 3 における磁界の放射方向に配置されることが望ましい。

【 0 0 8 9 】

また、本実施形態の電力供給装置においては、第 1 の変形例として、例えば図 1 3 に示すように、送電用コイル 3 のコイル面の上部における周方向に沿った部分を覆う一方の金

50

属片 1 1 a と、送電用コイル 3 のコイル面の下部における周方向に沿った部分を覆う他方の金属片 1 1 b とを併せて用いるものであっても良い。すなわち、本実施形態の第 1 の変形例の電力供給装置は、図 1 2 に示す金属片 1 1 の代わりに、図 1 3 に示す金属片 1 1 a 及び金属片 1 1 b を配置したものと略一致する。

【 0 0 9 0 】

なお、金属片 1 1 a 及び金属片 1 1 b は、送電用コイル 3 において発生される磁界の通過方向に対し、任意の厚みを具備するものであって良い。

【 0 0 9 1 】

この場合、送電用コイル 3 において、図 1 3 の矢印 A 3 2 に示す方向に電流が流れることに伴い、図 1 3 の矢印 B 3 2 に示す方向の磁界が発生する。その後、図 1 3 の矢印 B 3 2 に示す方向に発生した磁界は、金属片 1 1 a 及び金属片 1 1 b を夫々通過する。

10

【 0 0 9 2 】

前記磁界が金属片 1 1 a を通過することにより、電磁誘導現象に伴う渦電流が金属片 1 1 a において発生する。そして、前記渦電流に応じた磁界として、図 1 2 の矢印 D 3 2 a に示す方向の磁界が発生する。また、前記磁界が金属片 1 1 b を通過することにより、電磁誘導現象に伴う渦電流が金属片 1 1 b において発生する。そして、前記渦電流に応じた磁界として、図 1 3 の矢印 D 3 2 b に示す方向の磁界が発生する。

【 0 0 9 3 】

図 1 3 の矢印 B 3 2 に示す磁界と、図 1 2 の矢印 D 3 2 a に示す磁界とは、互いに逆向きの磁界である。また、図 1 3 の矢印 B 3 2 に示す磁界と、図 1 2 の矢印 D 3 2 b に示す磁界とは、互いに逆向きの磁界である。そのため、図 1 3 の矢印 B 3 2 に示す磁界の一部は、図 1 3 の矢印 D 3 2 a に示す磁界、及び、図 1 3 の矢印 D 3 2 b に示す磁界により打ち消される。

20

【 0 0 9 4 】

以上に述べたような送電用コイル 3、金属片 1 1 a 及び金属片 1 1 b の作用により、送電用コイル 3 において発せられる磁界のうち、金属片 1 1 a 及び金属片 1 1 b が配置された位置の近傍における磁界の強度が低減する。

【 0 0 9 5 】

すなわち、本実施形態の第 1 の変形例の電力供給装置によれば、送電用コイルのコイル面に応じた形状を具備する導電性の金属片を、該送電用コイルに対する所定の位置に配置する、という比較的簡易な構成により、送電用コイルからの距離に応じた磁界の強度の変動を抑制することができ、その結果、被検体の体腔内を順次移動するカプセル型内視鏡の動作状態を従来に比べて安定させることができる。

30

【 0 0 9 6 】

また、本実施形態の電力供給装置においては、第 2 の変形例として、例えば図 1 4 に示すように、送電用コイル 3 の外周側の面に沿って金属片 1 1 c が配置されたものであっても良い。

【 0 0 9 7 】

なお、金属片 1 1 c は、送電用コイル 3 において発生される磁界の通過方向に対し、任意の厚みを具備するものであって良い。

40

【 0 0 9 8 】

この場合、送電用コイル 3 において、図 1 4 の矢印 A 3 3 に示す方向（図 1 5 の A 3 3 として示す方向）に電流が流れることに伴い、図 1 5 の矢印 B 3 3 に示す方向の磁界が発生する。その後、図 1 5 の矢印 B 3 3 に示す方向に発生した磁界は、金属片 1 1 c を通過する。

【 0 0 9 9 】

前記磁界が金属片 1 1 c を通過することにより、電磁誘導現象に伴う渦電流が金属片 1 1 c において発生する。そして、前記渦電流に応じた磁界として、図 1 5 の矢印 D 3 3 に示す方向の磁界が発生する。

【 0 1 0 0 】

50

図15の矢印B33に示す磁界と、図15の矢印D33に示す磁界とは、互いに逆向きの磁界である。そのため、図15の矢印B33に示す磁界の一部は、図15の矢印D33に示す磁界により打ち消される。

【0101】

以上に述べたような送電用コイル3及び金属片11cの作用により、送電用コイル3において発せられる磁界のうち、金属片11cが配置された位置の近傍における磁界の強度が低減する。

【0102】

すなわち、本実施形態の第2の変形例の電力供給装置によれば、送電用コイルの外周側の面に応じた形状を具備する導電性の金属片を、該送電用コイルに対する所定の位置に配置する、という比較的簡易な構成により、送電用コイルからの距離に応じた磁界の強度の変動を抑制することができ、その結果、被検体の体腔内を順次移動するカプセル型内視鏡の動作状態を従来に比べて安定させることができる。

【0103】

前述した各実施の形態では、送電コイル、補助コイルともに共振用コンデンサを接続して共振駆動することを前提に説明してきたが、必ずしも共振駆動である必要はなく、共振用コンデンサを接続しない構成においても本実施の形態は有効であることは明白である。

【0104】

なお、前述した各実施形態は、カプセル型内視鏡2を具備するシステムのみにも適用されるものに限らず、例えば、ドラッグデリバリーシステムまたはpHセンサ検出システム等に適用されるものであっても良い。

【0105】

また、本発明は、上述した各実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【0106】

【図1】本発明の実施形態に係る電力供給装置が用いられる医療用システムの要部の構成の一例を示す図。

【図2】第1の実施形態に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態を被検体の上方からみた場合を示す図。

【図3】第1の実施形態において、送電用コイル及び補助コイルから発せられる磁界の向きの一例を示す図。

【図4】第1の実施形態において、送電用コイル及び補助コイルから発せられる磁界の向きの、図3とは異なる例を示す図。

【図5】第1の実施形態において、送電用コイルから発せられる磁界が補助コイルにより低減される領域を模式的に示す図。

【図6】図5の位置T1から位置T2にかけての磁界強度の変化の概要を示す図。

【図7】第1の実施形態の第1の変形例に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態を被検体の上方からみた場合を示す図。

【図8】図7のVIII-VIII線に沿った断面を示す概略図。

【図9】第1の実施形態の第2の変形例に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態の概要を示す図。

【図10】第2の実施形態に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態の概要を示す図。

【図11】第3の実施形態に係る送電用コイル及び金属片の配置状態を被検体の上方からみた場合を示す図。

【図12】図11のXII-XII線に沿った断面を示す概略図。

【図13】第3の実施形態の第1の変形例に係る送電用コイル及び補助コイルの配置状態の概要を示す図。

【図14】第3の実施形態の第2の変形例に係る送電用コイル及び金属片の配置状態を被

10

20

30

40

50

検体の上方からみた場合を示す図。

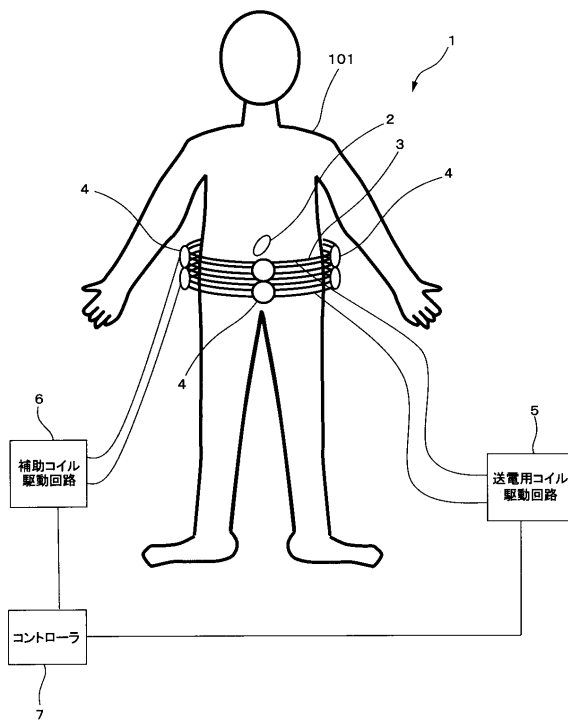
【図15】図14のX V - X V線に沿った断面を示す概略図。

【符号の説明】

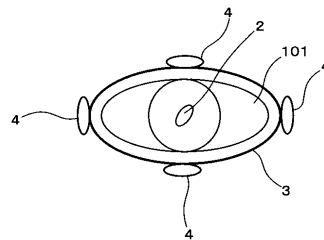
【0107】

- 1 医療用システム
- 2 カプセル型内視鏡
- 3, 3 a 送電用コイル
- 4, 4 a, 4 b 補助コイル
- 5 送電用コイル駆動回路
- 6 補助コイル駆動回路
- 7 コントローラ
- 8 センサコイル
- 9 補助コイルアンプ
- 11, 11 a, 11 b, 11 c 金属片
- 101 被検体

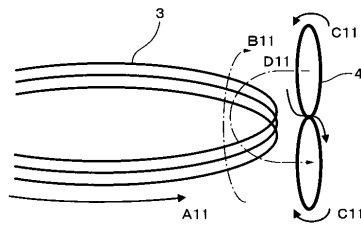
【図1】



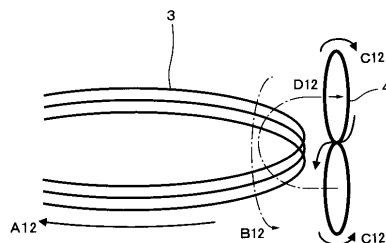
【図2】



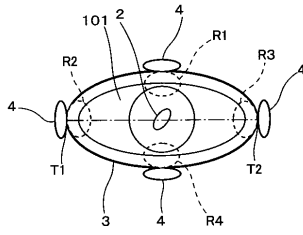
【図3】



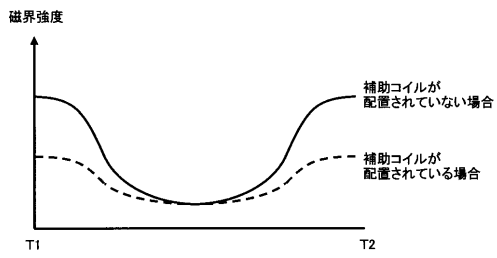
【図4】



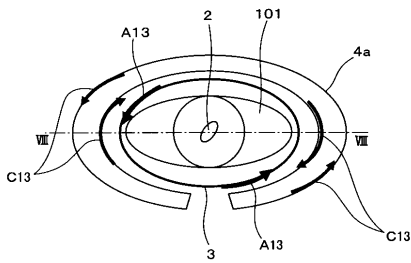
【図5】



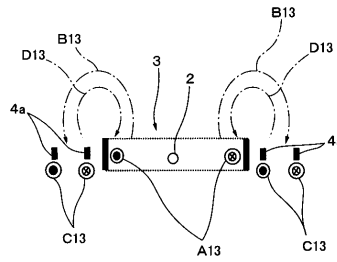
【図6】



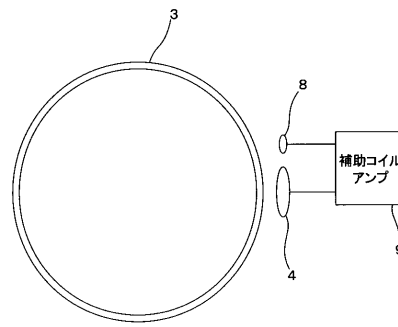
【図7】



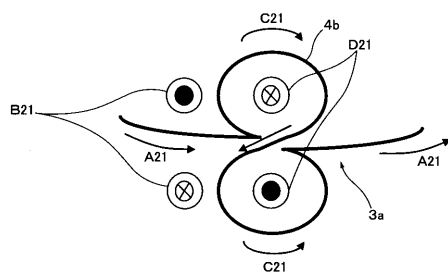
【図8】



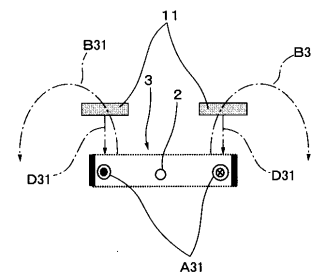
【図9】



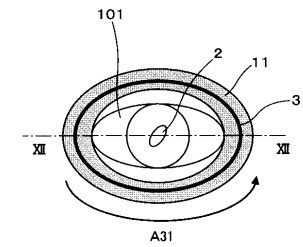
【図10】



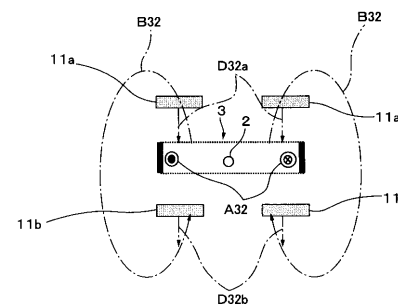
【図12】



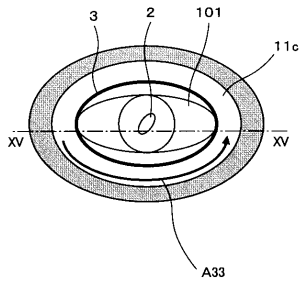
【図11】



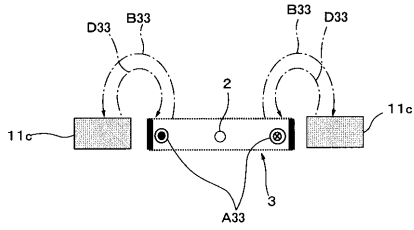
【図13】



【 14 】



【 15 】



フロントページの続き

- (72)発明者 祝迫 洋志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
- (72)発明者 佐藤 憲
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
- (72)発明者 吉田 直樹
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 大塚 裕一

- (56)参考文献 特開平11-032452(JP,A)
特開2005-287150(JP,A)
特開2007-323277(JP,A)
特開2005-052365(JP,A)
特開平08-126229(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26
A61B 5/07
H02J 17/00

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 电力供给装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP5356697B2 | 公开(公告)日 | 2013-12-04 |
| 申请号 | JP2008044908 | 申请日 | 2008-02-26 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 国立大学法人広島大学 奥林巴斯公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 学校法人东京理科大学 奥林巴斯公司 | | |
| [标]发明人 | 柴建次 宫原秀治 祝迫洋志 佐藤憲 吉田直樹 | | |
| 发明人 | 柴 建次 宫原 秀治 祝迫 洋志 佐藤 憲 吉田 直樹 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B5/07 H02J17/00 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.320.B A61B5/07 H02J17/00.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.683 H02J50/12 H02J50/40 | | |
| F-TERM分类号 | 4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/NN10 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/GG28 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN10 4C161/UU06 | | |
| 代理人(译) | 伊藤 进 | | |
| 审查员(译) | 大冢雄一 | | |
| 其他公开文献 | JP2009201594A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：与传统装置相比，提供一种能够稳定在体腔中顺序移动的可插入身体的装置的操作状态的电源装置。 解决方案：本发明的电力供应装置可以通过向具有电力接收线圈的可插入身体的装置外部施加磁场来供应驱动可插入身体的装置的每个部分所需的电力。电源装置包括设置在对象体引入装置外部的电力传输线圈，使得穿过线圈表面的磁场穿过对象体引入装置和布置在电力传输线圈的导线附近的电力传输线圈并且一个或多个磁场减小线圈用于产生另一个磁场以消除一部分磁场。 点域1

【 図 4 】

