

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6233880号
(P6233880)

(45) 発行日 平成29年11月22日 (2017.11.22)

(24) 登録日 平成29年11月2日 (2017.11.2)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 3
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 C
H O 2 J 50/10 (2016.01)	A 6 1 B 5/07
	H O 2 J 50/10

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 (22) 出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日 (出願人による申告) 平成24年度、平成25年度、独立行政法人科学技術振興機構、研究成果最速展開支援事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願	特願2013-254613 (P2013-254613) 平成25年12月10日 (2013.12.10) 特開2015-112169 (P2015-112169A) 平成27年6月22日 (2015.6.22) 平成28年12月8日 (2016.12.8)	(73) 特許権者 504180239 国立大学法人信州大学 長野県松本市旭三丁目1番1号 (72) 発明者 水野 勉 長野県長野市若里四丁目17番1号 国立 大学法人信州大学工学部内 (72) 発明者 ト 穎剛 長野県長野市若里四丁目17番1号 国立 大学法人信州大学工学部内 (72) 発明者 後藤 徳仁 長野県長野市若里四丁目17番1号 国立 大学法人信州大学工学部内 審査官 ▲高▼ 芳徳
---	---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体内ロボットの非接触給電システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

受電コイルを備える体内ロボットと、
体内ロボットに給電するために磁束を発生する、高周波電流が供給される給電コイルとを備える給電システムであって、

前記給電コイルは、

磁性体材からなる平板状に形成されたコアと、

コアに巻回されたコイルと、

コイルが巻回された領域を覆う、電界をシールドする作用を有するシールド体とを備え

、
前記給電コイルを被検者の一方側にのみ配置して前記受電コイルに給電することを特徴とする体内ロボットの非接触給電システム。

【請求項2】

前記コアは、成人男性が横たわったときの胴体部分の平面領域と同程度の大きさに形成されていることを特徴とする請求項1記載の体内ロボットの非接触給電システム。

【請求項3】

前記コアは、一対の側板部とこれらの側板部を連結する中央板部とにより平面形状がH形に形成されていることを特徴とする請求項2記載の体内ロボットの非接触給電システム。

【請求項4】

前記一对の側板部は、前記中央板部よりも厚く形成され、厚さ方向に見て、中央板部よりも被検者側に向けて厚くなる非対称形に形成されていることを特徴とする請求項3記載の体内ロボットの非接触給電システム。

【請求項5】

前記シールド体は、前記コアの表面に、少なくともコイルが巻回される平面領域を含む範囲にわたって配置される第1のシールド体と、前記コアと前記第1のシールド体とを内包して巻回されたコイルの外側の領域を遮蔽する第2のシールド体とからなることを特徴とする請求項1～4のいずれか一項記載の体内ロボットの非接触給電システム。

【請求項6】

前記第2のシールド体は、前記コイルが巻回されている領域の側面方向の端部については、開口して設けられていることを特徴とする請求項5記載の体内ロボットの非接触給電システム。

10

【請求項7】

前記体内ロボットに内蔵されている受電コイルは、コイルの巻回面が互いに直交する3個のコイルを備えることを特徴とする請求項1～6のいずれか一項記載の体内ロボットの非接触給電システム。

【請求項8】

前記コイルは、短円柱体状の外形形状を備えるコア体に、第1のコイルと第2のコイルについては、前記コア体の厚さ方向に、コイルの巻回面を互いに直交する向きとして巻回され、第3のコイルは、前記第1のコイルと第2のコイルの外側を周回するように巻回されていることを特徴とする請求項7記載の体内ロボットの非接触給電システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人体の内視鏡検査等に用いられる体内ロボットに非接触給電する給電システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、人体の内視鏡検査用として、内服して用いるカプセル型内視鏡が開発され、実用化されている。カプセル型内視鏡は、両端が封止された円筒型のカプセル内に、消化器官等を撮影する撮影機能、撮影した映像情報を外部に送る通信機能を内蔵している。このカプセル型内視鏡では、これらの機構を駆動する電源として電池を内蔵する方式が一般的である。

30

【0003】

しかしながら、カプセル型内視鏡に自走機構や、組織を採取させるといった種々の機能を付加したり、長時間駆動したりするには、内蔵した電池で電力をまかなうことが難しいという問題があり、非接触給電方法を利用してカプセル型内視鏡に給電する方法が検討されている。本発明者は、非接触給電方法により給電する方法として、人体の外部に給電コイル、カプセル型内視鏡に受電コイルを配し、磁界共振結合方式によって給電する方法を提案している（非特許文献1、2）。

40

【0004】

非接触給電方式によりカプセル型内視鏡に給電する方法としては、給電コイルとして、磁気コアを備えるもの（特許文献1）、3組の給電コイルを被検者が着脱する構成を備えるもの（特許文献2）、被検者の両側に給電コイルを配置する構成を備えるもの（特許文献3、非特許文献1、2）、被検者の胸部に給電コイルを巻回するように構成したもの（特許文献4）等がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-115363号公報

50

【特許文献2】特開2010-119456号公報

【特許文献3】特開2010-110533号公報

【特許文献4】特開2009-125097号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】水野勉，後藤徳仁，谷内慎太郎，上田拓人，大友隆平，西山昌宏，武藤龍：「三軸受信コイルを用いた体内ロボット用非接触給電」，電気学会リニアドライブ研究会資料，LD-12-074，pp.49-54(2012)

【非特許文献2】水野勉，後藤徳仁，谷内慎太郎，上田拓人，大友隆平：「磁性めっき線を用いた磁界共振結合形体内ロボット用非接触給電システムの効率向上の検討」，電磁力関連のダイナミクスシンポジウム講演論文集，Vol. 24，pp. 411-416(2012)

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

カプセル型内視鏡の給電装置は、給電コイルとカプセル型内視鏡に内蔵した受電コイルとを利用して給電するが、従来の給電装置は、被検者の周囲に給電コイルを配する構成となっているために、被検者に対し検査時に閉塞感を与えるという問題や、医師の操作がしにくいという問題があった。

また、非接触給電方法においては、高周波電流が使われるために、給電コイルから発生する電界や磁界が人体の健康に影響を与えるおそれがあるという問題もある。

20

【0008】

本発明は、検査時に被検者に閉塞感を与えたりしないように、被検者の一方側だけに給電コイルを配して給電することを可能にし、給電に使用する高周波の被検者の健康に及ぼす影響を抑え、従来の給電システムにくらべ、より使いやすい体内ロボットの非接触給電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】

【0009】

本発明に係る体内ロボットの非接触給電システムは、受電コイルを備える体内ロボットと、体内ロボットに給電するために磁束を発生する、高周波電流が供給される給電コイルとを備える給電システムであって、前記給電コイルは、磁性体材からなる平板状に形成されたコアと、コアに巻回されたコイルと、コイルが巻回された領域を覆う、電界をシールドする作用を有するシールド体とを備え、前記給電コイルを被検者の一方側にのみ配置して前記受電コイルに給電することを特徴とする。

30

給電コイルを被検者の一方側にのみ配置するとは、たとえばベッド中に給電コイルを埋設しておき、被検者がベッドに横たわって被検者の背面側に給電コイルが位置して、給電コイルから被検者の体内に内服された体内ロボットに非接触給電させるといった配置を意味する。ただし、給電コイルは被検者の背面側に配置する場合に限らず、被検者の側方（ベッド上で被検者が横向きに寝た状態）に配置される場合もあり得る。

40

【0010】

前記給電コイルに使用するコアは磁性材料からなるもので、適宜大きさのものを使用すればよいが、前記コアを、成人男性が横たわったときの胴体部分の平面領域と同程度の大きさに形成することにより、消化器官が収められている領域範囲を体内ロボットが移動する場合に安定的に給電することができる。

また、前記コアは適宜形状に形成することができるが、平面形状がH形に形成されたコアを使用することにより、コアの側板部から均等に磁束を発生させて広い範囲にわたって給電することができる。

また、前記一對の側板部を、中央板部よりも厚く形成し、厚さ方向に見て、中央板部よりも被検者側に向けて厚くなる非対称形に形成することにより、給電コイルから被検者側

50

により強く磁束を作用させることができ、給電コイルによって効率的に給電することができる。

【0011】

また、前記シールド体を、前記コアの表面に、少なくともコイルが巻回される平面領域を含む範囲にわたって配置される第1のシールド体と、前記コアと前記第1のシールド体とを内包して巻回されたコイルの外側の領域を遮蔽する第2のシールド体とから形成することにより、給電コイルから発生する電界に被検者が曝される作用を効果的に抑えることができる。

また、第2のシールド体を、前記コイルが巻回されている領域の側面方向の端部について、開口して設けることにより、給電時の磁界による渦電流損失を防止することができる。

10

なお、第1のシールド体と第2のシールド体は別体として形成されるとは限らない。第1のシールド体と第2のシールド体が一体的に形成される場合は、第1のシールド体の作用に対応する部位と第2のシールド体の作用に対応する部位が、それぞれ第1のシールド体、第2のシールド体となる。

【0012】

また、体内ロボットに内蔵されている受電コイルを、コイルの巻回面が互いに直交する3個のコイルを備える構成とすることで、体内ロボットの向きが変動しても、安定的に給電できるという利点がある。

また、3個のコイルを、短円柱体状の外形形状を備えるコア体に、第1のコイルと第2のコイルについては、前記コア体の厚さ方向に、コイルの巻回面を互いに直交する向きとして巻回し、第3のコイルは、前記第1のコイルと第2のコイルの外側を周回するように巻回する構成とすることで、受電コイルの小型化、薄型化を図り、さらに体内ロボットの向きに関わらず、安定的に給電することが可能になる。

20

【発明の効果】

【0013】

本発明に係る体内ロボットの給電システムによれば、給電コイルを被検者の一方側に配置する構成によって、被検者に内服された体内ロボットに効果的に給電することができ、体内ロボットを用いる検査あるいは医療操作を好適に行うことが可能になる。また、シールド体を備えることにより、被検者に作用する電界の影響を効果的に抑制することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明に係る給電システムの構成を示す説明図である。

【図2】給電コイルの平面図(a)と側面図(b)である。

【図3】受電コイルの斜視図である。

【図4】受電コイルの測定軸(a)と、出力電力の測定点(b)を示す説明図である。

【図5】受電コイルをx軸の周りに回転させたときの出力電力を測定した結果を示すグラフである。

【図6】受電コイルをy軸の周りに回転させたときの出力電力を測定した結果を示すグラフである。

40

【図7】受電コイルをz軸の周りに回転させたときの出力電力を測定した結果を示すグラフである。

【図8】コアの中心点からの距離dに依存する高さz = 0 mmにおける出力電力を測定した結果を示すグラフである。

【図9】コアの中心点からの基準点からの距離dに依存する、高さz = 125 mmにおける出力電力を測定した結果を示すグラフである。

【図10】コアの中心点からの距離dに依存する、高さz = 250 mmにおける出力電力を測定した結果を示すグラフである。

【図11】給電コイルにシールド体を設けない場合(a)と設けた場合(b)の電界分布につい

50

て解析した結果を示す図である。

【図12】給電コイルにシールド体を設けない場合(a)と設けた場合(b)の磁界分布について解析した結果を示す図である。

【図13】給電コイルから高さ $z = 5\text{mm}$ の位置で、中心点から y 軸方向に $-200\text{mm} \sim +200\text{mm}$ の範囲にわたって電界を実測した値と計算値を示すグラフである。

【図14】給電コイルから高さ $z = 5\text{mm}$ の位置で、中心点から y 軸方向に $-200\text{mm} \sim +200\text{mm}$ の範囲にわたって磁界を実測した値と計算値を示すグラフである。

【図15】給電コイルの他の実施形態を示す平面図(a)及び側面部(b)である。

【図16】給電コイルのさらに他の実施形態を示す平面図である。

【図17】給電コイルを移動可能にする例を示す説明図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0015】

(給電システムの構成)

図1は、本発明に係る給電システムにおいて採用するオープンスペース型の給電方式を示す。この実施形態の給電システムでは、平面形状がH形のコアを用いた給電コイルを使用し、被験者の一方側(図では下側)にのみ給電コイル10を配置して体内ロボット50に給電する。

たとえば、ベッド中に給電コイル10を埋設し、被検者がベッドに横たわり、給電コイル10から内服された被検者の体内にある体内ロボット50に給電する。オープンスペースとは、給電コイル10が配置されていない側については開放されているという意味で、図1の例では、被検者の上方と両側方については開放された状態で、体内ロボットに給電される。

20

【0016】

図2(a)、(b)に給電コイル10の構成を示す。図2(a)は給電コイル10の平面図、図2(b)は側面図である。

本実施形態において使用している給電コイル10は、平面形状がH形のコア12にコイル14を巻回し、コア12でコイル14を巻回した範囲をシールド体16によって電的に遮蔽して構成される。すなわち、給電コイル10は、コア12と、コイル14と、シールド体16とからなる。

【0017】

30

本実施形態では、縦79mm、横70mmの平面形状が矩形のフェライトコア(TDK製PC40)を67個使用して、縦490mm、横395mmのH形のコア12を製作した。

コア12の側板部12a、12bの幅は79mm、厚さは40mmである。側板部12a、12b間を連結する中央板部12cは、縦350mm、横237mm、厚さ10mmである。図2(b)に示すように、側板部12a、12bはフェライトコアを積み重ねて、中央板部12cよりも厚く形成している。

【0018】

図2に示すように、給電コイル10を、磁性体材からなるコア12にコイル14を巻回させた構成としているのは、給電コイル10から発生する磁束を給電用として効率的に作用させるためである。実施形態において作製したコア12の大きさ(平面)は、成人男性が横たわったときに、消化器官が収められている胴体部分の平面領域とほぼ同等の大きさである。コア12をこの程度の大きさにする事で、体内ロボットが比較的広い範囲にわたって、体内を移動したときでも、体内ロボット50に安定的に給電することができる。

40

【0019】

また、図2(b)に示すように、本実施形態においては、コア12の側板部12a、12bの厚さを中央板部12cよりも厚くし、側板部12a、12bが厚さ方向に見て被検者側に向けて突出するようにしている(コア12を厚さ方向に見ると、側板部12a、12bが被検者側に向けて偏位する、非対称形となる)。このように、コア12を厚さ方向に見て非対称形としている理由は、給電コイル10からの磁束をより被検者に向けて強く作用させるようにするためである。これによって、給電コイル10による体内ロボット50

50

に対する給電効率を向上させることができる。

また、コア12をH形とすることで、側板部12a、12bからその全長にわたって、ほぼ均等に磁束を発生させることができ、広い範囲内で体内口ポット50に給電することができる。

【0020】

コイル14は、径2.0mmの銅線を、コア12の中央板部12cの中央領域にN=36回巻いて設けられている。

コイル14を遮蔽するシールド体16は、コア12の表面で、コイル14が巻回される領域に配置する第1のシールド体16aと、コア12のコイル14が巻回された領域を外方から遮蔽する第2のシールド体16bとからなる。

図2(c)に、コア12に第1のシールド体16aと第2のシールド体16bを取り付けた部位を拡大して示す。第1のシールド体16aはコア12の中央板部12cの上面と下面とにそれぞれ配置し、コイル14は第1のシールド体16aと中央板部12cとを内包するようにして巻回する。本実施形態では、第1のシールド体16aは、コア12の中央板部12cの全面を覆うように設けているが、第1のシールド体16aは、少なくともコイル14が巻回される平面領域を含むように、いいかえれば第1のシールド体16aと第2のシールド体16bとによりコイル14が包囲されるように設ける。

【0021】

第2のシールド体16bは、端面形状をコの字状とした部材であり、巻回されたコイル14の外側領域を完全に遮蔽するように設ける。第2のシールド体16bはコイル14の外側部分を包囲するように設ければよく、端面コの字形、半円筒状等の適宜形態としてかまわない。

上記構成により、図2(c)に示すように、コア12の中央板部12cに巻回されたコイル14は、中央板部12cの上側と下側のコイル部分が、それぞれ第1のシールド体16aと、第2のシールド体16bとによって包囲された形態となる。

第2のシールド体16bは、コア12に巻回されたコイル14から外方(コア12の表面から外方へ向けての意)に放射される電界を遮蔽するように作用し、第1のシールド体16aは、コイル14からコア12を介して側板部12a、12bから放射される電界を抑制するように作用する。こうして、給電時に、コイル14から生じる高周波電化が被検者側に作用することを効果的に防止することができる。

【0022】

なお、第2のシールド体16aは、給電コイル10を側面方向から見たコイル14の端面側を開放するように設けている。側面方向から見たコイル14の端面とは、磁束が発生する方向と平行方向のコア14の側面方向から見たコイル14の端面の意味である。側面方向から見てシールド体16の端部を開口させている理由は、シールド体16を完全に閉鎖した形状にすると、給電時に、給電コイル10による磁束の発生を妨げるようにシールド体16に渦電流が発生し、渦電流による損失が生じるためである。渦電流による損失を防止する方法として、シールド体16の両端側を開放させる形態とすることは有効である。

使用時には、シールド体16は接地して使用する。シールド体16には、アルミニウムの他にアルミニウム合金、銅、鉄系材料等の、電界をシールドする作用を有する金属材料を使用することができる。

【0023】

体内口ポットに給電する給電装置は、図1に示すように、給電コイル10に所定の給電周波数の交流電源を接続して構成される。本実施形態においては、給電周波数 $f = 100 \text{ kHz}$ とし、この給電周波数に共振するコンデンサを直列に接続して給電装置とした。

【0024】

(受電コイルの構成)

体内口ポットは、径11mm、長さ26mm程度の大きさのカプセルの内部に、撮像手段、通信手段、自走手段等が組み込まれて形成される。本発明に係る給電システムに使用する

10

20

30

40

50

体内ロボットは給電装置により非接触給電される受電コイルを内蔵する。

図3は体内ロボットに組み込まれる受電コイルの斜視図を示す。

この受電コイル20は、コイルの巻き線方向が相互に直交する3組のコイルを組み合わせて形成されている。すなわち、外形形状が短円柱状となるコア体25に、第1のコイル21と、第2のコイル22と、第3のコイル23を、コイルの巻回面が互いに直交する向き(三軸方向)として設けている。

【0025】

3組のコイルを、コイルの巻回面が互いに直交する向きに均等に巻回するには、たとえば、立方体形状のコアに、互いに直交する、異なる3個の組み合わせ面をとってそれぞれ巻回すればよい。本実施形態では、第1のコイル(コイルA)21と、第2のコイル(コイルB)22については、巻回面を直交させて矩形にコイルを巻回し、第3のコイル(コイルC)23については、第1のコイル21と第2のコイル22の外側を周回するように巻回する構成としている。

【0026】

本実施形態において、受電コイル20をこのようなコイル配置としている理由は、体内ロボットに収容する受電コイルの形態をできるだけコンパクトにするためである。第3のコイル23を円筒状にすれば体内ロボットのカプセルの内径を最大限利用でき、第1のコイル21と第2のコイル22については矩形コイルとすることで厚さを薄くすることができる。

【0027】

本実施形態の受電コイルの外形形状は、径10mm、厚さ5mmである。コア体25にはフェライトコア(FE20)を使用し、第1、第2、第3のコイルは、それぞれ径0.07mmの銅線を、巻き数 $N=360$ 回としたものである。

第1、第2、第3のコイルには、共振用コンデンサと出力抵抗を接続した。コンデンサには、給電周波数100kHzにおいて共振する値を選択し、出力抵抗は共振周波数におけるコイルのインピーダンスと整合させるため50Ωとした。

電力の測定では、各コイルに出力される電力を個別に測定し、次式(1)に示す合計電力を出力電力 P_0 とした。 P_1 、 P_2 、 P_3 は、それぞれ第1のコイル21、第2のコイル22、第3のコイル23の出力電力である。

$$P_0 = P_1 + P_2 + P_3 \cdots (1)$$

【0028】

表1に、実際の測定で使用した給電コイルと受電コイルの仕様を示す。

【表1】

		導線	巻数 N	インダクタンス $L(\text{mH})$	Q 値(100 kHz)
給電コイル		∅2.0	36	0.56	133
受電コイル	A	∅0.07	360	5.58	94
	B	∅0.07	360	5.12	93
	C	∅0.07	360	4.79	61

【0029】

(出力電力の測定方法)

上記第1のコイル21、第2のコイル22、第3のコイル23を備える受電コイル20と前述した給電コイル10を使用して、非接触給電による受電コイル20の出力電力を測定した。

図4(b)に測定方法を示す。給電コイル10のコア12の中心位置(中央板部12cの中心位置)を基準位置(中心点:0点位置)とし、側板部12a、12bの長手方向と平行な方向をx軸方向、側板部12a、12bの長手方向と直交する方向をy軸方向、中央板部12cの面と直交する方向をz軸方向とし、給電コイル10の上方に受電コイル20を置いて測定した。

【0030】

10

20

30

40

50

図4(a)は、受電コイル20の測定軸を規定している。第1のコイル(コイルA)のコイル巻回面に垂直方向の軸の周りの回転量を α_x 、第2のコイル(コイルB)のコイル巻回面に垂直方向の軸の周りの回転量を α_y 、第3のコイル(コイルC)のコイル巻回面に垂直方向の軸の周りの回転量を α_z とする。

体内ロボットは、使用時にカプセルの向きがさまざまに変動する可能性がある。出力電力の測定においては、カプセルの向きが変動することを想定し、受電コイル20の向きを変えたときの出力電力を測定した。

【0031】

(受電コイルの向きに依存する出力電力)

図5、6、7は、受電コイルの向きに依存する出力電力を測定した結果を示す。給電装置の入力電力 $P_i = 66\text{W}$ 、入力電流 $I_i = 5\text{A}$ とし、受電コイル20をコア12の基準位置から高さ125mmの点 $P(x, y, z) = (0, 0, 125)$ に配置し、受電コイル20に設定した α_x 軸、 α_y 軸、 α_z 軸を、それぞれ、図4(b)における x 軸、 y 軸、 z 軸方向に一致させ、受電コイル20を x 軸、 y 軸、 z 軸の周りにそれぞれ回転させたときの出力電力を測定した。

図5は、受電コイル20を x 軸の周りに回転したときの出力電力、図6は、 y 軸の周りに回転したとき、図7は z 軸の周りに回転したときの出力電力の測定結果である。

測定にはパワーアナライザ(YOKOGAWA, WT1800)を使用し、各軸のコイルに出力される電力の合計を出力電力 P_o として求めた。

【0032】

図5に示す x 軸の周りの回転においては、測定点Pにおける磁束が y 軸方向に作用しており、 α_x 回転させることで磁束は、第2のコイル(コイルB)と第3のコイル(コイルC)に交互に鎖交し、コイルBの電力 P_{oB} とコイルC電力 P_{oC} が出力される。出力電力 P_o の平均値は261mWとなり、回転角に依存する出力電力の変動は平均値から42%以内であった。

コイルCに出力される最大電力が大きいため平均値からの変動幅が大きくなったが、変動幅が最大、かつ出力電力が最低となった $\alpha_x = 180^\circ$ においても出力電力は128mWであり、電力を安定供給する上でほとんど問題はない。

【0033】

図6に示す y 軸の周りの回転においては、磁束が y 軸方向に作用しているために、 y 軸方向に作用しているために、 y 軸の周りの回転角度に依存せず、第2のコイル(コイルB)に安定して電力が出力された。出力電力 P_o の平均値は172mWであり、回転角に依存する変動は平均値の5%以内となった。

【0034】

図7に示す z 軸の周りの回転においては、第1のコイル(コイルA)と第2のコイル(コイルB)の出力が補完的に作用し、出力電力 P_o の平均値は152mW、回転角に依存する変動は平均値の26%以内となった。

図5、6、7に示す測定結果は、受電コイル(体内ロボット)がいかなる向きを向いた場合でも、電力を途切らせることなく給電可能であることを示している。

【0035】

(受電コイルの給電コイルとの相対位置に依存する出力電力)

受電コイルによる目標給電範囲を、成人男性のほとんどの消化器官が収まる、横(x 軸) \times 縦(y 軸) \times 高さ(z 軸) = $300 \times 300 \times 250\text{mm}^3$ とし、図4(b)に示すように、給電コイルのコアの第一象限のうち、これを満たす点で測定を行った。コイルの位置に依存する出力電力測定の際の受電コイルの向きは固定し、回転角 $\alpha_x = \alpha_y = \alpha_z = 0^\circ$ とした。

【0036】

図8、9、10は、コアの中心点からの距離 d (x 軸に対して 45° 方向) に依存する、高さ $z = 0\text{mm}$ 、 125mm 、 250mm における出力電力をそれぞれ示す。

図8に示すように、受電コイルが中心点($d = 0\text{mm}$)にある場合は、磁束が y 軸方向に作用しているため、電力は第2のコイル(コイルB)にのみ出力された。しかし、中心点からの距離 d が大きくなるにしたがって、 z 軸方向の磁束が増えるため、第3のコイル(コイ

10

20

30

40

50

ルC) に出力される電力が増大し、 $d = 159\text{ mm}$ の点では、出力電力 $P_0 = 1430\text{ mW}$ となった。

【0037】

図9の高さ $z = 125\text{ mm}$ における測定結果は、図8と同様の傾向を示したが、図8と比較して、出力電力は大幅に低下し、出力電力が最大となった $d = 159\text{ mm}$ において、 $P_0 = 328\text{ mW}$ となった。

【0038】

図10に示した、高さ $z = 250\text{ mm}$ における測定結果のうち、目標給電範囲内で最も端になる点 $(x, y, z) = (150, 150, 250)$ においては、 $P_0 = 43\text{ mW}$ となり、本構成を用いることで体内ロボットに必要とされる 30 mW 以上の電力を、平均的な成人男性のほとんどの消化器官が収まる範囲に供給可能であることを示している。しかしながら、給電コイル近辺の高さ $z = 0\text{ mm}$ では 2 W 近くの大きな電力を出力する可能性があるため、供給過剰による回路破損を防ぐために、体内ロボットの位置に応じて入力電力を変化させる等の制御が必要であると考えられる。

【0039】

(給電コイルから生じる電界・磁界の作用)

非接触給電は空間中の磁界を介することにより、接点を介さずに給電をする。この場合、空間内には時間変化する磁界が生ずるが、同時に時間変化する電界も生じている。高周波電流が流れるコイルの両端には、次式(2)に従った電位差 V が生じ、この電位差により電界が発生する。

$$V = j \omega L I \quad (V) \quad \dots (2)$$

V : コイル両端に生ずる電位差(V)、 ω : 角周波数(rad/s)、 L : インダクタンス(H)、 I : 電流(A)。

【0040】

(2)式によると、前述した給電条件(周波数 $f = 100\text{ kHz}$ 、入力電流 $I_i = 5\text{ A}$)の場合、給電コイルの両端には 1750 V の電位差が生じ、空間内には大きな電界が生じる。時間変化する電界や磁界は、周波数や強度によって刺激作用や熱作用が生じることが報告されており、国際非電離放射線防護委員会(ICNIRP)によって職業的曝露・公衆の曝露の2種類の制限が設けられている。

【0041】

図11は給電コイルにシールド体を設けた場合とシールド体を設けない場合についての電界分布、図12は磁界分布を、有限要素法(FEM)によって解析した結果を示す。解析は電界分布、磁界分布ともに、周波数応答解析を行い、モデルサイズの10倍の空気領域に対して要素を切って行った。電流設定は、周波数 $f = 100\text{ kHz}$ 、入力電流 $I_i = 5\text{ A}$ である。解析結果は、図2(a)のA-A'断面である。

【0042】

図11に示す電界分布については、シールド体がない場合は給電コイルから生じる電界が空間に発散するが、シールド体がある場合はシールド体によって電界がブロックされ、電界はほぼ外部に漏れないことがわかる。コイルが巻回されている面から高さ $z = 5\text{ mm}$ の点における電界の最大値は、シールド体がない場合は 4884 V/m 、シールド体がある場合は 43.4 V/m であり、シールド体を使用することで、シールド体がない場合と比較して99%以上、電界が低減できている。なお、図11(b)の縦軸は、図11(a)の縦軸の25倍のスケールである。

図12に示す磁界分布については、シールド体を設けることによりコイル周辺の磁界は弱まっていることがわかる。

【0043】

図13は、給電コイルから高さ $z = 5\text{ mm}$ の位置で、中心点から y 軸方向に $-200\text{ mm} \sim +200\text{ mm}$ の範囲にわたって電界を実測した値と計算値を示す。実測値と計算値は、給電コイルにシールド体を設けたものである。図14は、図13と同一の条件における磁界の実測値と計算値を示す。図13、14には電界と磁界についてのICNIRPのガイドラインを

10

20

30

40

50

示す。

【 0 0 4 4 】

図 1 3 に示す電界については、実測値、計算値ともに、ICNIRPの公衆の曝露制限を満たしている。給電コイルの中心点($y = 0 \text{ mm}$)における電界の実測値と計算値は、それぞれ68.8V/m、19.9V/mであり、実測値が計算値の3.5倍になった。これは解析ではシールド体を零電位に設定しているが、実測では電界が極めて大きいためシールド体を零電位にできていないためである。

【 0 0 4 5 】

図 1 4 に示す磁界については、実測値、計算値ともにICNIRPの職業的曝露制限を超えている。磁界が最も大きくなった $y = 200 \text{ mm}$ の点における実測値、計算値は583 A/m、621 A/mであり、それぞれ職業的曝露制限の7.3倍、7.7倍である。

上記実施形態では、成人男性の消化器官が収まる領域(横(x軸)×縦(y軸)×高さ(z軸) = $300 \times 300 \times 250 \text{ mm}^3$)を給電範囲として想定した場合、給電範囲の端部において出力電力が低下するため、それを補うようにコイル付近の磁界を大きく設定している。磁界に関するガイドラインを遵守するためには、給電範囲の端部においても磁界が低減しないよう、給電範囲の全体にわたって均一な磁界が生じる給電システムを構成する必要がある。

【 0 0 4 6 】

上述した実施形態の給電コイルは、平面形状がH形のコアを用いたものである。体内ロボットの非接触給電システムに使用する給電コイルの形態は、上記実施形態の構成に限定されるものではない。たとえば、コイルを巻回するコアは、H形としたものの他に、正方形、長方形等の適宜形状のものを使用することができる。また、コアに巻回するコイルの巻回方法も、上記実施形態における巻回方法に限るものではない。

【 0 0 4 7 】

図 1 5 に示す給電コイルは、平面形状が正方形のフェライトコア 1 7 を使用し、フェライトコア 1 7 の外側面を周回するようにコイル 1 4 を巻回したものである。この場合は、フェライトコア 1 7 の平面に垂直方向に磁束が発生する。コイル 1 4 をシールドするシールド体 1 8 は、フェライトコア 1 7 の外側面を巡る配置に、フェライトコア 1 7 の側面とコイル 1 4 との間にシールド体を介在させて、コイル 1 4 を包囲するように設ける。

【 0 0 4 8 】

図 1 6 は、給電コイルのさらに他の実施形態を示す。この実施形態では、平面形状が正方形のフェライトコア 1 7 の外周側面に配置したコイル 1 4 a と、フェライトコア 1 7 の平面内において縦方向と横方向に配置したコイル 1 4 b、1 4 c を備えている。シールド体 1 9 は、上述した各実施形態と同様に、コアとコイルとの間にシールド体 1 9 を介在させ、コイルの外側領域を遮蔽するようにシールド体 1 9 を配置する。

本実施形態のように、コイル 1 4 a、1 4 b、1 4 c のそれぞれの巻回面が 3 軸方向(xyz軸方向)となるようにコイルを配置した場合は、コイル 1 4 a、1 4 b、1 4 c への通電を制御することにより、給電コイルから発生させる磁束の方向を 3 軸方向で制御することができる。

【 0 0 4 9 】

前述した実施形態においては、体内ロボットの受電コイルとして、コイル面が 3 軸方向となる 3 組のコイル A、B、C を使用した。これは内服された体内ロボットの向きがさまざまに変動しても、安定して受電できるようにするためである。図 1 6 に示すように、給電コイルから発生させる磁束の向きを、3 軸方向で制御できるようにした場合は、体内ロボットに内蔵させる受電コイルは一つのみ(たとえば、受電コイルコア体 2 5 の外周面に配置するコイル C)として給電することができる。なお、コイル 1 4 a、1 4 b、1 4 c への通電を制御するとは、一つまたは複数のコイルを選択しながら通電する意味であり、これによって体内ロボットの向きに応じて、もっとも適切な給電をなすことができる。

【 0 0 5 0 】

給電コイル 1 0 を移動可能にする例を示す。給電コイル 1 0 は配置位置を固定して使用することもできるし、給電コイル 1 0 を可動式として利用することもできる。図 1 7 は、

10

20

30

40

50

スライドガイド 60 に給電コイル 10 を支持して、給電コイル 10 を可動にする例である。このように、給電コイル 10 を可動にすれば、内服された体内ロボットの移動位置に合わせて給電コイル 10 を移動させることで、より効率的に体内ロボットに給電することができ、コイルへの通電量を低減させることで、被検者に対する磁界等の曝露を効果的に抑制することが可能になる。

【符号の説明】

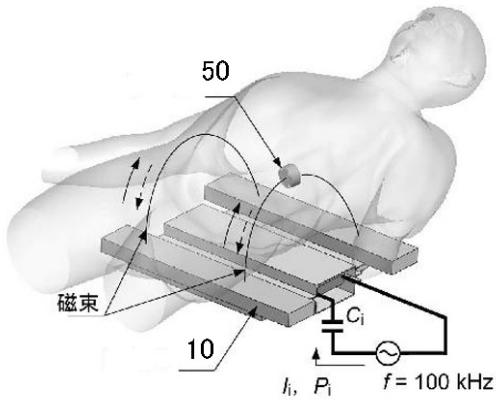
【0051】

- 10 給電コイル
- 12 コア
- 12 a、12 b 側板部
- 12 c 中央板部
- 14、14 a、14 b、14 c コイル
- 16、18、19 シールド体
- 16 a 第1のシールド体
- 16 b 第2のシールド体
- 17 フェライトコア
- 20 受電コイル
- 21 第1のコイル(コイルA)
- 22 第2のコイル(コイルB)
- 23 第3のコイル(コイルC)
- 25 コア体
- 50 体内ロボット
- 60 スライドガイド

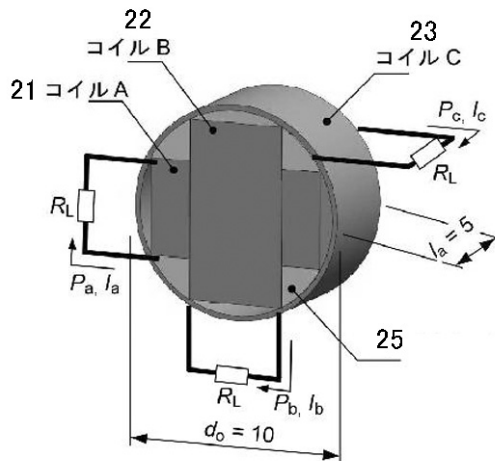
10

20

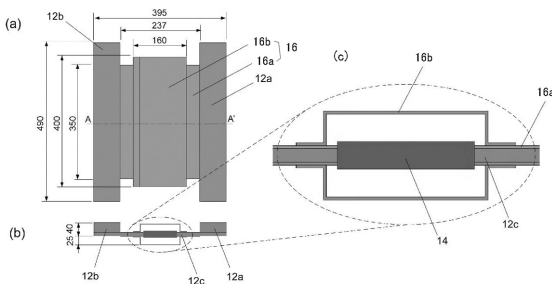
【図1】



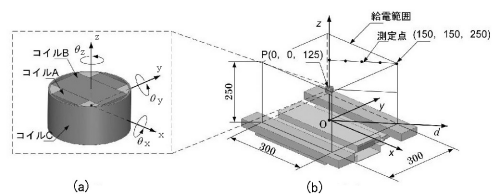
【図3】



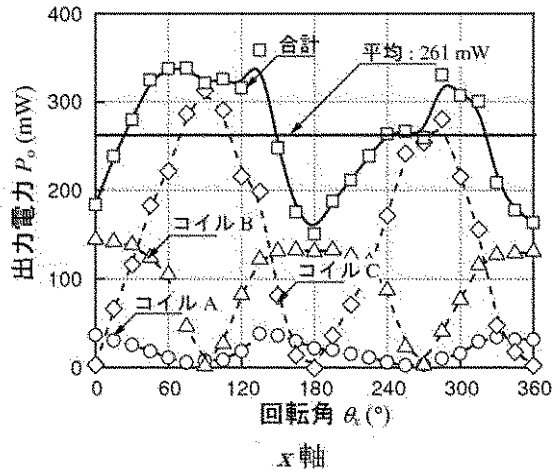
【図2】



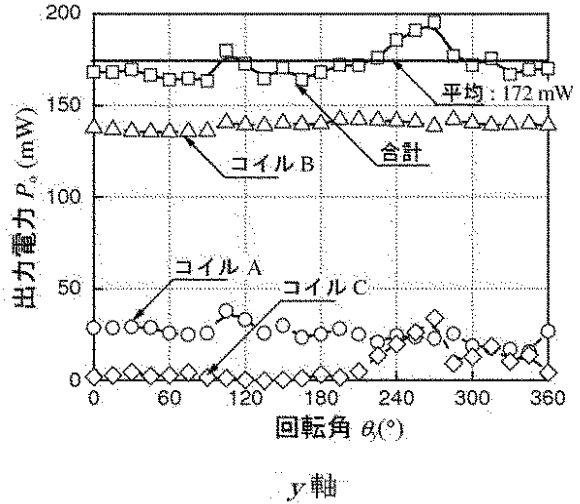
【図4】



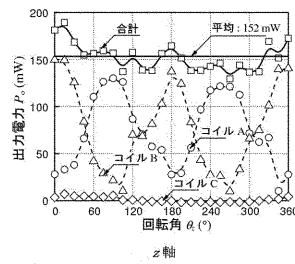
【図 5】



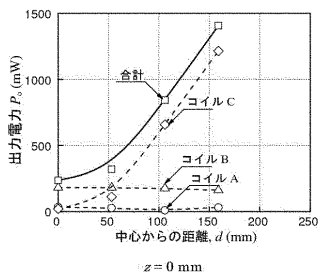
【図 6】



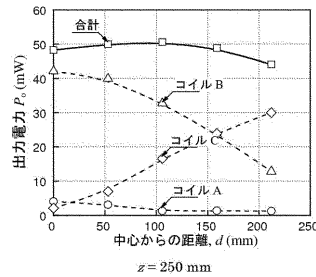
【図 7】



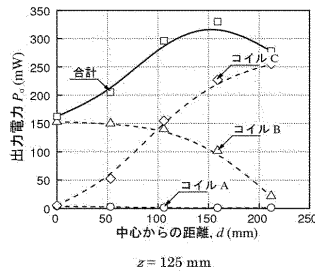
【図 8】



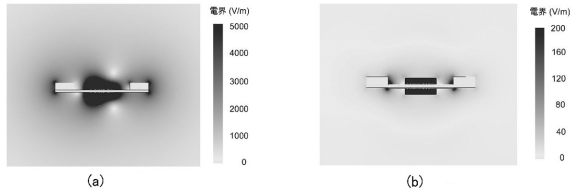
【図 10】



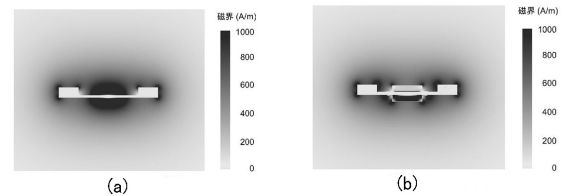
【図 9】



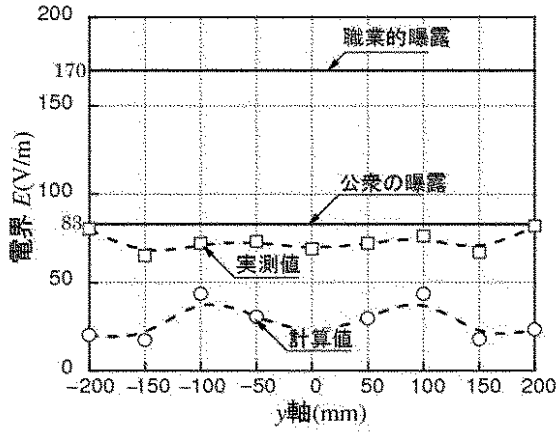
【図 11】



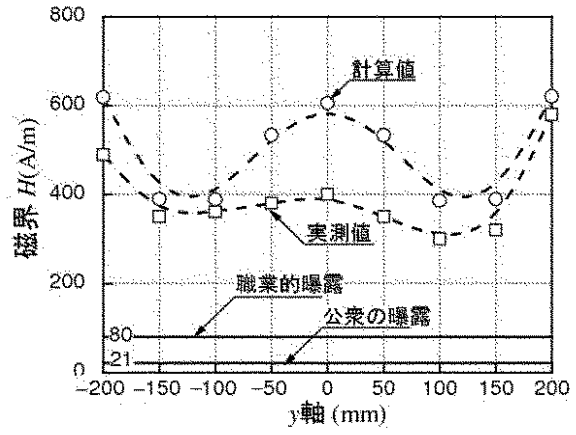
【図 12】



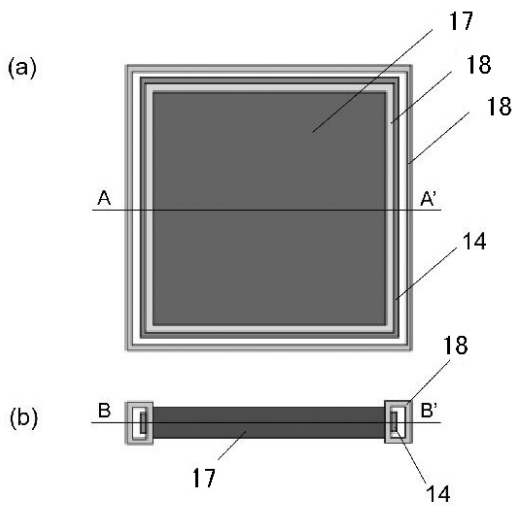
【図13】



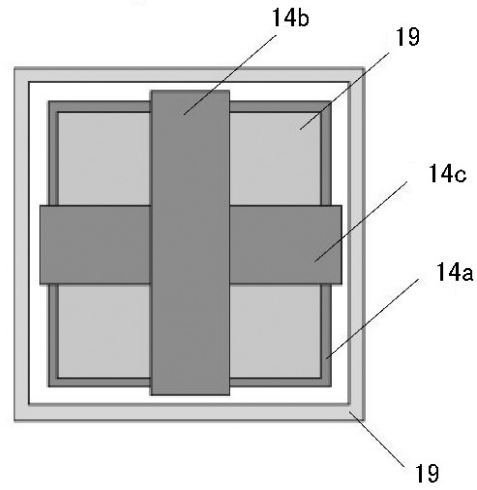
【図14】



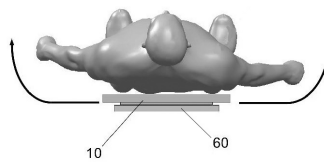
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-119456(JP,A)
特開2009-125097(JP,A)
特開2010-115363(JP,A)
国際公開第2011/074344(WO,A1)
特開2011-125534(JP,A)
特表2004-528890(JP,A)
特開2007-236962(JP,A)
特開2010-017553(JP,A)
特開2010-110533(JP,A)
特表2000-505681(JP,A)
水野 勉 他, 三軸受信コイルを用いた体内ロボット用非接触給電, 電気学会研究会資料 リニア
ドライブ研究会, 2012年11月15日, LD-12-074, p.49-54
水野 勉 他, 磁性めっき線を用いた磁界共振結合形体内ロボット用非接触給電システムの効率向
上の検討, 第24回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集, 2012年 5月1
6日, Vol. 24, p.411-416

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00	-	1/32
A61B	5/07		
H02J	50/10	-	50/12