

(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2010-119456

(P2010-119456A)

(43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 2 0 B	4 C 0 3 8	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 6 2 J	4 C 0 6 1	
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		

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-293667 (P2008-293667)
 (22) 出願日 平成20年11月17日 (2008.11.17)

(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4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 祝迫 洋志
 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 堺 洋平
 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 土井 直人
 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
 Fターム(参考) 4C038 CC09
 4C061 AA01 FF41 GG11 HH60 JJ19

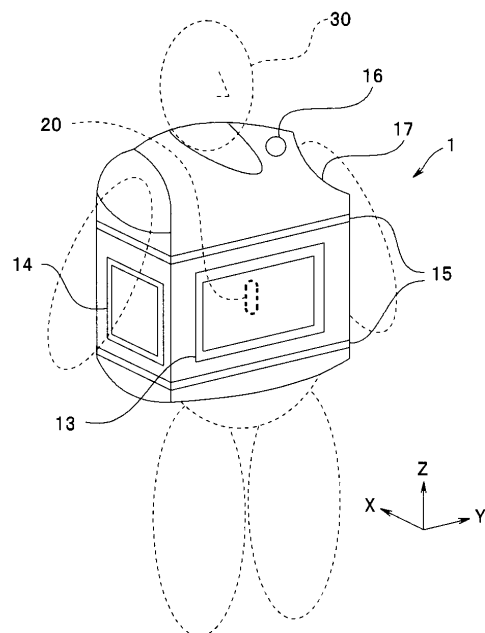
(54) 【発明の名称】 無線給電装置および送電アンテナ部

(57) 【要約】

【課題】被検者30の胃30Aに導入されて被検者30の体内情報を取得するカプセル型内視鏡20に対して、被検者30の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電装置10を提供する。

【解決手段】長軸方向の端部に配設されたCCD23と長軸方向の磁界変化により受電する受電コイル21とを有するカプセル型内視鏡20が胃30A内に滞留した水31の液面に対して長軸方向を垂直に浮遊する構造を有し、被検者30に配設する互いに直交する方向の磁界を発生する3組のヘルムホルツコイル13~15と、被検者30に配設する重力方向を検知する重力センサ16と、重力センサ16が検知した重力方向に磁界を発生するヘルムホルツコイルを選択するコイル選択部12と、コイル選択部が選択したヘルムホルツコイルに電流を印加する駆動部11とを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の体内に導入するカプセル型内視鏡に無線給電する無線給電装置であって、
長軸方向の端部に配設された撮像手段と、前記長軸方向に平行方向の磁界の変化により
受電する受電コイルとを有する前記カプセル型内視鏡が、前記体内に滞留した液体の液面
に対して前記長軸方向を垂直に浮遊する構造を有し、

前記被検者に配設する互いに直交する方向の前記磁界を発生する 3 組のヘルムホルツコ
イルと、

前記被検者に配設する重力方向を検知する重力センサと、

前記重力センサが検知した重力方向に磁界を発生する前記ヘルムホルツコイルを選択す
るコイル選択手段と、

前記コイル選択手段が選択した前記ヘルムホルツコイルに電流を印加する駆動手段とを
有することを特徴とする無線給電装置。

10

【請求項 2】

前記被検者が着用する着衣に前記 3 組のヘルムホルツコイルと前記重力センサとが配設
されていることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡用無線給電装置。

【請求項 3】

前記重力センサが 3 軸加速度センサであることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に
記載の無線給電装置。

【請求項 4】

前記カプセル型内視鏡が、前記長軸方向の両端部に、それぞれ配設された 2 つの撮像手
段を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置
。

20

【請求項 5】

前記コイル選択手段が、2 組の前記ヘルムホルツコイルを選択し、

前記 2 組のヘルムホルツコイルを同期制御する同期制御部を有することを特徴とする請
求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

【請求項 6】

前記コイル選択手段が、2 組の前記ヘルムホルツコイルを選択し、

前記駆動手段が、前記 2 組のヘルムホルツコイルを直列接続して電流を印加すること
を特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の無線給電装置。

30

【請求項 7】

前記被検者の体内が、胃の内部であることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいづ
れか 1 項に記載の無線給電装置。

【請求項 8】

被検者の体内に導入するカプセル型内視鏡に無線給電する無線給電装置の送電アンテナ
部であって、

長軸方向の端部に配設された撮像手段と、前記長軸方向に平行方向の磁界の変化により
受電する受電コイルとを有する前記カプセル型内視鏡が、前記体内に滞留した液体の液面
に対して前記長軸方向を垂直に浮遊する構造を有し、

前記被検者に配設する互いに直交する方向の前記磁界を発生する 3 組のヘルムホルツコ
イルと、

前記被検者に配設する重力方向を検知する重力センサとが、前記被検者が着用する着衣
に配設されていることを特徴とする送電アンテナ部。

40

【請求項 9】

前記無線給電装置が、

前記重力センサが検知した重力方向に磁界を発生する前記ヘルムホルツコイルを選択す
るコイル選択手段と、

前記コイル選択手段が選択した前記ヘルムホルツコイルに電流を印加する駆動手段とを
有することを特徴とする請求項 8 に記載の送電アンテナ部。

50

【請求項 10】

前記重力センサが 3 軸加速度センサであることを特徴とする請求項 8 または請求項 9 に記載の送電アンテナ部。

【請求項 11】

前記カプセル型内視鏡が前記長軸方向の両端部に、それぞれ配設された 2 つの撮像手段を有することを特徴とする請求項 9 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載の送電アンテナ部。

【請求項 12】

前記コイル選択手段が、2 組の前記ヘルムホルツコイルを選択し、

前記 2 組のヘルムホルツコイルを同期制御する同期制御部を有することを特徴とする請求項 9 から請求項 11 のいずれか 1 項に記載の送電アンテナ部。

10

【請求項 13】

前記コイル選択手段が、2 組の前記ヘルムホルツコイルを選択し、

前記駆動手段が、前記 2 組のヘルムホルツコイルを直列接続して電流を印加することを特徴とする請求項 9 から請求項 12 のいずれか 1 項に記載の送電アンテナ部。

【請求項 14】

前記被検者の体内が、胃の内部であることを特徴とする請求項 8 から請求項 13 のいずれか 1 項に記載の送電アンテナ部。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療機器、例えば飲み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無線給電装置、および、前記無線給電装置の送電アンテナ部に関する。

【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み込まれた後、被検者から自然排出されるまでの間、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、撮像機能を用いて臓器の内部を順次撮像する構成である。

30

【0003】

また、これら臓器内を移動する間にカプセル型内視鏡によって被検者内で撮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。カプセル型内視鏡による観察後は、医者によって、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、例えば特開 2001 - 231186 号公報に示すものがある。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）が被検者内に留置されるため、被検者外部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。このシステムでは、外部装置に電力送信用アンテナである送電コイルを、カプセル型内視鏡内部に電力受信アンテナである受電コイルをそれぞれ設け、外部装置から送信用アンテナおよび受信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、被検者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。

40

【0005】

さらに、特開 2007 175448 号公報には、被検者の胃内部で、カプセル型内視鏡を液体に浮遊することにより所望の観察部位を観察するカプセル型内視鏡が開示されて

50

いる。

【 0 0 0 6 】

外部装置の送電コイルからカプセル型内視鏡に効率良く給電を行うためには、カプセル型内視鏡の受電コイルの受電方向に合わせて外部から印加する磁界の方向を制御する必要がある。このため、特許 4 0 8 9 7 7 8 号公報には、受電コイルと送電コイルとの結合度を検知して結合度の強い方向の送電コイルを駆動する方法が用いられていた。しかし、通常のトランス等と異なり、受電コイルと送電コイルとの結合度は非常に弱いため、効率の良い給電を行うことは容易ではないことがあった。

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 2 3 1 1 8 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 1 7 5 4 4 8 号公報

【特許文献 3】特許 4 0 8 9 7 7 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

本発明は、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、被検体の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電装置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】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成すべく、本発明の無線給電装置は、長軸方向の端部に配設された撮像手段と、前記長軸方向の磁界変化により受電する受電コイルとを有する前記カプセル型内視鏡が、前記体内に滞留した液体の液面に対して前記長軸方向を垂直に浮遊する構造を有し、前記被検者に配設する互いに直交する方向の磁界を発生する 3 組のヘルムホルツコイルと、前記被検者に配設する重力方向を検知する重力センサと、前記重力センサが検知した重力方向に磁界を発生する前記ヘルムホルツコイルを選択するコイル選択手段と、前記コイル選択手段が選択した前記ヘルムホルツコイルに電流を印加する駆動手段とを有することを特徴とする無線給電装置である。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の送電アンテナ部は、被検者の体内に導入するカプセル型内視鏡に無線給電する無線給電装置の送電アンテナ部であって、長軸方向の端部に配設された撮像手段と、前記長軸方向に平行方向の磁界の変化により受電する受電コイルとを有する前記カプセル型内視鏡が、前記体内に滞留した液体の液面に対して前記長軸方向を垂直に浮遊する構造を有し、前記被検者に配設する互いに直交する方向の前記磁界を発生する 3 組のヘルムホルツコイルと、前記被検者に配設する重力方向を検知する重力センサとが、前記被検者が着用する着衣に配設されていることを特徴とする送電アンテナ部である。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明は、被検体の内部に導入されて被検体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、被検体の外部から安定した効率的な電力供給をする無線給電装置および送電アンテナ部を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

< 第 1 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 1 の実施の形態の無線給電装置 1 0 について説明する。図 1 は第 1 の実施の形態の無線給電装置の使用状態を説明するための説明図であり、図 2 は第 1 の実施の形態の無線給電装置の構成を示した構成図であり、図 3 はカプセル内視鏡の構成を説明するための断面模式図であり、図 4 は第 1 の実施の形態の無線給電装置の送電コイルの構成を説明するための模式図である。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示すように、本実施の形態の無線給電装置 1 0 の送電アンテナ部 1 は、被検者 3

10

20

30

40

50

0 が着用する着衣であるベスト 17 に互いに直交する方向の前記磁界を発生する 3 組のヘルムホルツコイル 13、14、15 により構成された送電コイルと、重力センサ 16 とが配設されている。被検者 30 の体内に導入されたカプセル型内視鏡 20 は、送電コイルからの磁界により電力を受電する。重力センサ 16 は重力方向を検知するセンサであり、例えば 3 軸加速度センサである。

【0013】

図 1 および図 2 に示すように、ヘルムホルツコイル 13 はベスト 17 の前面に配された螺旋型コイル 13 A と、ベスト 17 の後面に配された螺旋型コイル 13 B とから構成されている X 軸用コイルである。X 軸用コイルは X 軸方向平行に磁界を発生する。そして、ヘルムホルツコイル 14 はベスト 17 の右面に配された螺旋型コイル 14 A と、ベスト 17 の左面に配された螺旋型コイル 14 B とから構成されている Y 軸用コイルである。Y 軸用コイルは Y 軸方向平行に磁界を発生する。そして、ヘルムホルツコイル 15 はベスト 17 の上部に配された螺旋型コイル 15 A と、ベスト 17 の下部に配された螺旋型コイル 15 B とから構成されている Z 軸用コイルである。Z 軸用コイルは Z 軸方向平行に磁界を発生する。

10

【0014】

それぞれのヘルムホルツコイルは電流が印加されると、被検者 30 の体内においてはコイル対向方向に平行な磁界を発生する。

なお、図 1 および図 2 では説明のため、矩形のコイルを図示しているが、コイルの外形は円形または楕円形等であってもよく、曲面に形成されたコイルであってもよい。また、被検者 30 の外形等に合わせて変形が可変な可撓性を有するコイルであってもよい。また、ヘルムホルツコイル 13、14、15 の各コイルの巻数は適宜選択される。

20

【0015】

さらに図 3 に示すように、無線給電装置 10 は、コイルを駆動する駆動部 11 と、駆動するコイルを選択するコイル選択部 12 とを有している。駆動部 11 はコイル選択部 12 が選択したコイルに交流電流を印加し駆動する。コイル選択部 12 は、送電アンテナ部 1 の重力センサ 16 が検出した重力方向に平行な方向に磁界を発生するヘルムホルツコイルを選択する。例えば、図 1 に示すように、被検者 30 が立位の姿勢の場合、重力方向は Z 軸方向であるため、コイル選択部 12 は、ヘルムホルツコイル 15 を選択する。ここで、コイル選択部 12 が選択する重力方向と平行な方向に磁界を発生するコイルとは、3 組のヘルムホルツコイル 13、14、15 の中で、重力方向と平行な方向に最も近い方向に磁界を発生するコイルを意味する。すなわち、コイル選択部 12 は 3 組のヘルムホルツコイル 13、14、15 のいずれかを選択する。

30

【0016】

そして、図 3 に示すように、被検者 30 の体内に導入するカプセル型内視鏡 20 は、長軸方向の端部に配設された撮像手段である CCD 23 と、長軸方向に平行方向の磁界の変化により受電する受電コイル 21 と、受電回路 22 とを有する。

【0017】

すなわち、図 4 に示すように、カプセル型内視鏡 20 は長軸方向 (LD) と短軸方向とを有し、長軸直交方向の断面が略円形の細長いカプセル型形状である。そして、カプセル筐体 28 の内側に長軸平行方向に磁路を有するソレノイド型の受電コイル 21 が配設されている。受電コイル 21 は磁路方向、すなわち、カプセル型内視鏡 20 の長軸方向 (LD) に平行な磁界の変化による電磁誘導効果により受電する。

40

【0018】

受電コイル 21 が受電、すなわち、受電コイルに電磁誘導により流れた電流は受電回路 22 において整流され、CCD 23 等の駆動電力となる。

【0019】

そして、本実施の形態の無線給電装置 10 から受電するカプセル型内視鏡 20 は重心が長軸方向 (LD) の後端側、言い換えれば、CCD 23 と反対側の端部側、に扁心しており、かつ、全体の比重が水よりも小さい。このため、後述のように、カプセル型内視鏡 2

50

0は、滞留した液体の液面に対して長軸方向を垂直に浮遊する。重心を扁心した重量バランスとするためには、カプセル型内視鏡20は例えば、比較的重い構成要素である2次電池24を後端側に配置したり、図示しない錘を後端側に配置したりすればよい。

【0020】

CCD23が配設された端部側のカプセル筐体部28Aは透明であり、CCD23はレンズ25を介して導入された被検者30の体内を撮像し、画像処理回路26で処理された画像は送受信回路27と図示しない送信アンテナを経て被検者30の体外に送信される。

【0021】

次に図5、図6、および図7を用いて、本実施の形態の無線給電装置10の動作について説明する。図5、図6、および図7は被検者の姿勢とカプセル型内視鏡の姿勢との関係を説明するための断面模式図である。

10

【0022】

まず、観察に先立ち、被検者30はベスト形状の送電アンテナ部1を着用する。そしてカプセル型内視鏡20からの信号を受信するための受信アンテナと受信装置本体とを被検者30の近傍の所定位置に配置する。そしてカプセル型内視鏡20は、液体、例えば水31と共に飲み込まれることで、被検者30の体内である胃30A内に導入される。なお、カプセル型内視鏡10が浮遊するための液体は、被検体30に無害であれば水に限られるものではない。

【0023】

なお、カプセル型内視鏡20は水31と同時に飲み込むことは必須ではないが、一緒に飲み込むことでカプセル型内視鏡20を飲み込みやすくなる。その後、胃30A内において液面31Aが安定するまで数分程度待機する。

20

【0024】

図5(A)および(B)に示すように、被検者30が立位の姿勢の場合、胃30Aの内部に滞留した水31の液面に対して長軸方向を垂直に浮遊しているカプセル型内視鏡20のCCD23は視野Sが胃30Aの上部を向いているため、胃30Aの上部(噴門部)を撮像することができる。

【0025】

そして、無線給電装置10のコイル選択部12Aは重力方向に磁界を発生するZ軸用コイルであるヘルムホルツコイル15を選択し、駆動部11はヘルムホルツコイル15に交流電流を印加する。受電コイル21の磁路方向はカプセル型内視鏡20の長軸方向であるため、重力センサ16が検出した重力方向Gと一致しているため、受電コイル21はヘルムホルツコイル15が発生した磁界による磁気誘導効果により受電することができる。前記状態ではX軸用コイルであるヘルムホルツコイル13およびY軸用コイルであるヘルムホルツコイル14が磁界を発生しても、その磁界は受電コイル21に送電することはできない。

30

【0026】

本実施の形態の、無線給電装置10では受電コイルが受電できるヘルムホルツコイル15にのみ電流を印加するため、安定した効率的な電力供給をすることができる。

【0027】

次に、図6(A)および(B)に示すように、被検者30が仰臥位の姿勢の場合、胃30Aの内部に滞留した水31の液面に対して長軸方向を垂直に浮遊しているカプセル型内視鏡20のCCD23は視野Sが胃30Aの前側面、すなわち、臍30B側を向いているため、胃30Aの前側面を撮像することができる。なお、立位から仰臥位への姿勢変化には、例えば体位変換装置32を用いてもよいし、被検者30が自ら体位を変化することもよい。

40

【0028】

そして、無線給電装置10のコイル選択部12Aは重力方向Gに磁界を発生するX軸用コイルであるヘルムホルツコイル13を選択し、駆動部11はヘルムホルツコイル13に交流電流を印加する。受電コイル21の磁路方向はカプセル型内視鏡20の長軸方向であ

50

るため、重力センサ 16 が検出した重力方向 G と一致しているため、受電コイル 21 はヘルムホルツコイル 13 が発生した磁界による磁気誘導効果により受電することができる。

【0029】

次に、図 7 (A) および (B) に示すように、被検者 30 が右側を下にした側臥位の姿勢の場合、胃 30A の内部に滞留した水 31 の液面に対して長軸方向を垂直に浮遊しているカプセル型内視鏡 20 の CCD 23 は視野 S が胃 30A の左側面を向いているため、胃 30A の左側面を撮像することができる。なお、仰臥位から側臥位への姿勢変化には、例えば体位変換装置 32 を用いてもよいし、被検者 30 が自ら体位を变化することでもよい。

【0030】

そして、無線給電装置 10 のコイル選択部 12A は重力方向 G に磁界を発生する Y 軸用コイルであるヘルムホルツコイル 14 を選択し、駆動部 11 はヘルムホルツコイル 14 に交流電流を印加する。受電コイル 21 の磁路方向はカプセル型内視鏡 20 の長軸方向であるため、重力センサ 16 が検出した重力方向 G と一致しているため、受電コイル 21 はヘルムホルツコイル 14 が発生した磁界による磁気誘導効果により受電することができる。

【0031】

さらに、被検者 30 が前側を下にした腹臥位の姿勢の場合、胃 30A の内部に滞留した水 31 の液面に対して長軸方向を垂直に浮遊しているカプセル型内視鏡 20 の CCD 23 は視野 S が胃 30A の背面を向いているため、胃 30A の背面を撮像することができる。被検者 30 が腹臥位の姿勢では無線給電装置 10 のコイル選択部 12A は重力方向 G に磁界を発生する Z 軸用コイルであるヘルムホルツコイル 13 を選択し、駆動部 11 はヘルムホルツコイル 13 に交流電流を印加する。受電コイル 21 の磁路方向はカプセル型内視鏡 20 の長軸方向であるため、重力センサ 16 が検出した重力方向 G と一致しているため、受電コイル 21 はヘルムホルツコイル 13 が発生した磁界による磁気誘導効果により受電することができる。

【0032】

そして、被検者 30 が左側を下にした側臥位の姿勢の場合、胃 30A の内部に滞留した水 31 の液面に対して長軸方向を垂直に浮遊しているカプセル型内視鏡 20 の CCD 23 は視野 S が胃 30A の右側面を向いているため、胃 30A の右側面を撮像することができる。無線給電装置 10 のコイル選択部 12A は重力方向 G に磁界を発生する Y 軸用コイルであるヘルムホルツコイル 14 を選択し、駆動部 11 はヘルムホルツコイル 14 に交流電流を印加する。受電コイル 21 の磁路方向はカプセル型内視鏡 20 の長軸方向であるため、重力センサ 16 が検出した重力方向 G と一致しているため、受電コイル 21 はヘルムホルツコイル 14 が発生した磁界による磁気誘導効果により受電することができる。

【0033】

以上の説明のように、被検者 30 が姿勢を变化することにより、カプセル型内視鏡 20 は胃 30A の胃壁全体の画像情報を取得することができる。そして、本実施の形態の無線給電装置 10 では送電アンテナ部 1 の重力センサ 16 が検出した重力方向 G をもとに、被検者 30 の姿勢変化に応じて効率良く駆動するコイルを切り替えることができる。すなわち、送電アンテナ部 1 は本発明の無線給電装置 10 に使用されて効果を奏する専用品である。

【0034】

< 第 2 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 2 の実施の形態の無線給電装置 10A について説明する。本実施の形態の無線給電装置 10A は、第 1 の実施の形態の無線給電装置 10 と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

図 8 は第 2 の実施の形態の無線給電装置の構成を示した構成図である。

【0035】

図 8 に示すように、本実施の形態の無線給電装置 10A のコイル選択部 12A は 2 組のヘルムホルツコイルを選択し、選択された 2 組のヘルムホルツコイルを同期制御する同期

10

20

30

40

50

制御部 18 を有する。

【0036】

すなわち、第 1 の実施の形態の無線給電装置 10 では、コイル選択部 12 は 3 組のヘルムホルツコイル 13、14、15 の中から重力方向と平行な方向に最も近い方向に磁界を発生する 1 組のコイルを選択した。これに対して、本実施の形態の無線給電装置 10 A では、コイル選択部 12 A は 3 組のヘルムホルツコイル 13、14、15 の中から重力方向と、より平行な方向に磁界を発生するため 2 組のコイルを選択する。

【0037】

このため、重力方向に対して、いずれのヘルムホルツコイル 13、14、15 も斜め方向の磁界を発生する場合であっても、選択された 2 組のコイルに、それぞれ所定の電流を印加することで合成磁界として重力方向と平行な方向に磁界を発生することができる。

10

【0038】

すなわち、本実施の形態の無線給電装置 10 A は、第 1 の実施の形態の無線給電装置 10 と同じ効果を有し、さらに、それぞれの 3 組のヘルムホルツコイル 13、14、15 が発生する磁界の方向が重力方向と異なる場合であっても確実に安定した効率的な電力供給をすることができる。

【0039】

< 第 2 の実施の形態の変形例 >

以下、本発明の第 2 の実施の形態の変形例の無線給電装置について説明する。本変形例の無線給電装置は、第 2 の実施の形態の無線給電装置 10 A と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

20

第 2 の実施の形態の無線給電装置 10 A では、コイル選択部 12 A は 2 組のヘルムホルツコイルを選択し、選択された 2 組のヘルムホルツコイルを同期制御する同期制御部 18 を有していた。これに対して本変形例の無線給電装置では、コイル選択部 12 A は同じく 2 組のヘルムホルツコイルを選択するが、駆動部 11 は、選択された 2 組のヘルムホルツコイルを単に直列接続して同時に駆動する。

【0040】

すなわち、本変形例の無線給電装置では、2 組のヘルムホルツコイルが選択された場合、それぞれの対向コイルに対して 45 度方向の磁界を発生する。

【0041】

このため、本変形例の無線給電装置は、第 2 の実施の形態の無線給電装置 10 A よりも簡単な構造および制御であるが、さらに、それぞれの 3 組のヘルムホルツコイル 13、14、15 が発生する磁界の方向が重力方向と異なる場合であっても、第 1 の実施の形態の無線給電装置 10 よりも、より確実に安定した効率的な電力供給をすることができる。

30

【0042】

なお、上記説明の本実施の形態および変形例のコイル 13 ~ 15 は、2 つのコイルを対向配置したヘルムホルツ型であるが、1 つのコイルからなるソレノイド型でも良い。

【0043】

また、上記説明は、カプセル型内視鏡を例に説明したが、本発明の無線給電装置は、カプセル型内視鏡への無線給電に限られるものではなく、消化液採取用カプセル型医療機器、嚥下型の pH センサ、またはドラッグデリバリーシステムのような各種カプセル型医療機器に適用可能である。

40

【0044】

すなわち、本発明は、上述した実施の形態または変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図 1】第 1 の実施の形態の無線給電装置の使用状態を説明するための説明図である

【図 2】第 1 の実施の形態の無線給電装置の送電コイルの構成を説明するための模式図である。

50

【図 3】第 1 の実施の形態の無線給電装置の構成を示した構成図である。

【図 4】カプセル型内視鏡の構成を説明するための断面模式図である。

【図 5】被検者の姿勢とカプセル型内視鏡の姿勢との関係を説明するための断面模式図である。

【図 6】被検者の姿勢とカプセル型内視鏡の姿勢との関係を説明するための断面模式図である。

【図 7】被検者の姿勢とカプセル型内視鏡の姿勢との関係を説明するための断面模式図である。

【図 8】第 2 の実施の形態の無線給電装置の構成を示した構成図である。

【符号の説明】

10

【 0 0 4 6 】

1 ... 送電アンテナ部

1 0、1 0 A ... 無線給電装置

1 1 ... 駆動部

1 2、1 2 A ... コイル選択部

1 3、1 4、1 5 ... ヘルムホルツコイル

1 3 A、1 3 B、1 4 A、1 4 B、1 5 A、1 5 B ... 螺旋型コイル

1 6 ... 重力センサ

1 7 ... ベスト

1 8 ... 同期制御部

20

2 0 ... カプセル型内視鏡

2 1 ... 受電コイル

2 2 ... 受電回路

2 3 ... C C D

2 4 ... 2 次電池

2 5 ... レンズ

2 6 ... 画像処理回路

2 7 ... 送受信回路

2 8 ... カプセル筐体

2 8 A ... カプセル筐体部

30

3 0 ... 被検者

3 0 A ... 胃

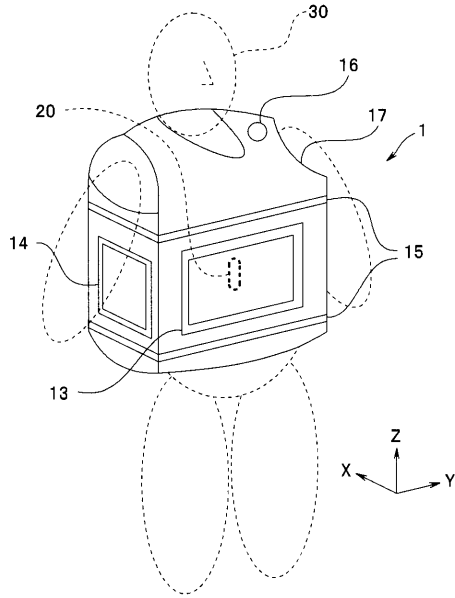
3 0 B ... 臍 (へそ)

3 1 ... 水

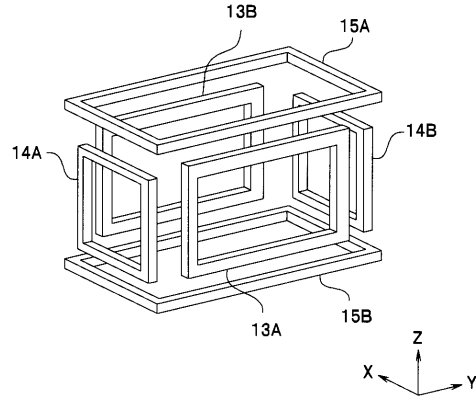
3 1 A ... 液面

3 2 ... 体位変換装置

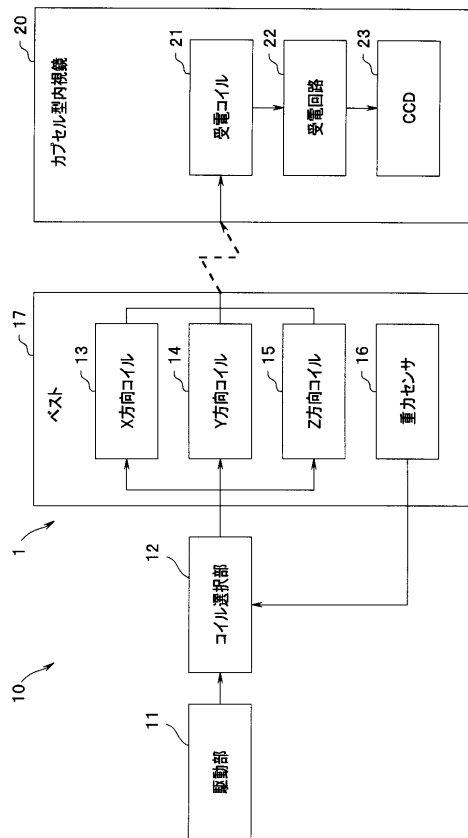
【 図 1 】



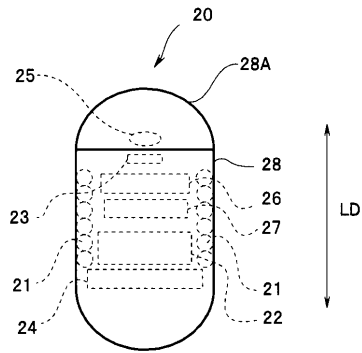
【 図 2 】



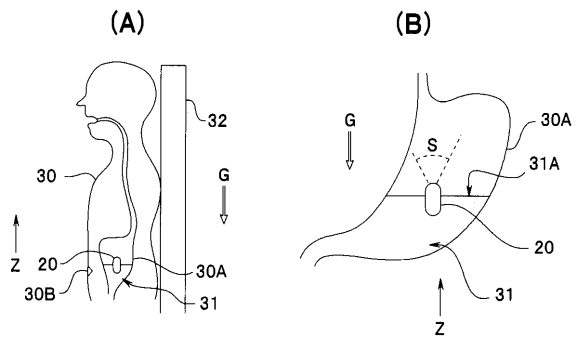
【 図 3 】



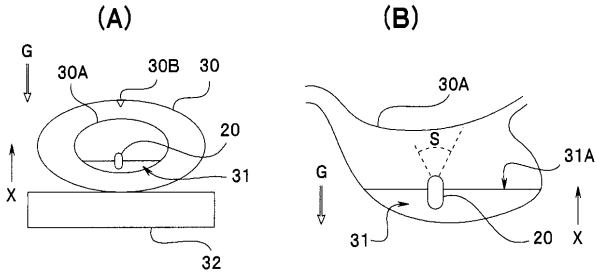
【 図 4 】



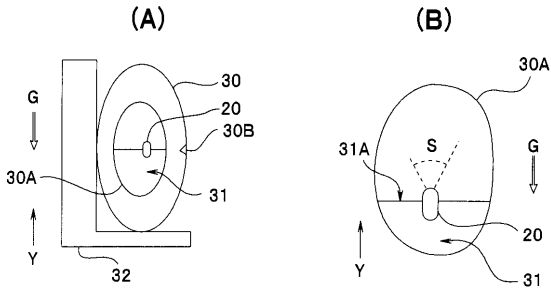
【 図 5 】



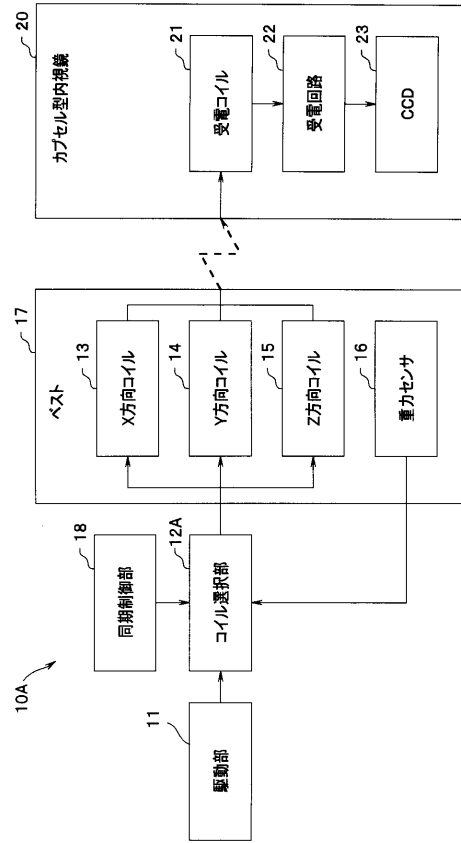
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	无线供电装置和电力传输天线部分		
公开(公告)号	JP2010119456A	公开(公告)日	2010-06-03
申请号	JP2008293667	申请日	2008-11-17
[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	祝迫洋志 堺洋平 土井直人		
发明人	祝迫 洋志 堺 洋平 土井 直人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 H02J17/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/07 H02J17/00.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.683 H02J50/10 H02J50/40 H02J50/90		
F-TERM分类号	4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/FF41 4C061/GG11 4C061/HH60 4C061/JJ19 4C161/AA01 4C161/DD07 4C161/FF41 4C161/GG11 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ19		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供无线供电装置10，用于从对象30的外部有效且稳定地供应电力到封装的内窥镜20，该封装的内窥镜20通过被引入到对象30的胃30A中来获得对象30的生物信息。。解决方案：无线供电装置具有这样的结构，其中封装的内窥镜20具有设置在长轴方向的端部的CCD 23和用于接收功率的电力接收线圈21，用于根据长轴中的磁场的变化来接收电力。方向浮动，其长轴方向相对于保持在胃30A中的水31的表面垂直定向，并且具有三对亥姆霍兹线圈13至15，其设置在对象30上并且在彼此正交的方向上产生磁场，重力传感器16设置在对象30上并检测重力方向，用于选择亥姆霍兹线圈的线圈选择单元12其产生由重力传感器16检测的重力方向的磁场，以及用于向由线圈选择单元选择的亥姆霍兹线圈施加电流的驱动单元11。

