

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6351756号
(P6351756)

(45) 発行日 平成30年7月4日(2018.7.4)

(24) 登録日 平成30年6月15日(2018.6.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/015 (2006.01)
A 6 1 B 10/06 (2006.01)
A 6 1 B 10/02 (2006.01)
A 6 1 B 5/07 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 6 8 3
A 6 1 B 1/00 C
A 6 1 B 1/00 6 8 2
A 6 1 B 1/00 6 1 0
A 6 1 B 1/00 7 1 3

請求項の数 3 (全 35 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-564884 (P2016-564884)
(86) (22) 出願日 平成27年12月16日(2015.12.16)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/085249
(87) 国際公開番号 W02016/098818
(87) 国際公開日 平成28年6月23日(2016.6.23)
審査請求日 平成29年5月19日(2017.5.19)
(31) 優先権主張番号 特願2014-256653 (P2014-256653)
(32) 優先日 平成26年12月18日(2014.12.18)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)
(31) 優先権主張番号 特願2015-182501 (P2015-182501)
(32) 優先日 平成27年9月16日(2015.9.16)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000124096
株式会社パイオラックス
神奈川県横浜市保土ヶ谷区岩井町5-1番地
(73) 特許権者 504174135
国立大学法人九州工業大学
福岡県北九州市戸畑区仙水町1番1号
(74) 代理人 100086689
弁理士 松井 茂
(72) 発明者 木村 俊広
神奈川県横浜市保土ヶ谷区岩井町5-1 株
式会社パイオラックス内
(72) 発明者 伊藤 高廣
福岡県北九州市戸畑区仙水町1番1号 国
立大学法人九州工業大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

管状器官内部を撮影するためのカメラと、外部と無線通信するための受送信機と、外部の送電アンテナから磁束を媒介して供給される電力を受電するための筒型の受電コイルと、前記管状器官内部を移動するための自走用駆動装置と、これらの部品を収容する筒状のカプセルとを備え、

前記受電コイルの内周部に沿って磁性体が配置され、

前記自走用駆動装置は、電磁石と永久磁石とを有し、

前記自走用駆動装置は、前記受電コイルの内側に前記永久磁石が入らないように、前記受電コイルに対して、前記カプセルの筒軸方向に沿って直列に配置されたカプセル内視鏡を用いる内視鏡検査装置において、

前記カプセル内視鏡と、

前記カプセル内視鏡の受電コイルにワイヤレス給電を行う送電アンテナとを備え、

前記受電コイルは、筒型のコイルからなり、

前記送電アンテナは、導体が平面渦巻き形状に巻かれた形状をなしており、

前記カプセル内視鏡は、前記カプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段を更に備え、

前記送電アンテナは、被験者を載せる検査台の被験者載置部の下方及び/又は上方に、前記検査台に対して独立して移動可能に配置され、

前記カプセル内視鏡検査装置は、前記カプセルの送信部からの信号を受ける受信部と、

前記検出手段によって検出されたカプセル内視鏡の位置及び姿勢から、受電電力が所定

値以上となる前記送電アンテナの位置を求める位置決定手段と、

前記位置決定手段の結果に基づいて前記送電アンテナを移動させるための送電アンテナ位置制御手段と、を更に備えており、

前記送電アンテナは、導体が平面渦巻き形状に巻かれ、中央に空所を有する円環形状をなし、前記検査台の被験者載置部の下方又は上方に、前記検査台に対して移動可能に、かつ、前記検査台に対して前記円環形状の軸心が垂直になるように配置されており、

前記位置決定手段及び前記位置制御手段は、前記受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの前記円環形状の軸心と平行になっている場合は、前記カプセル内視鏡が前記送電アンテナの内縁よりも内側に位置するように前記送電アンテナを移動させ、

前記受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの円環形状の軸心に直交する平面に対して平行になっている場合は、前記カプセル内視鏡が前記送電アンテナの外縁付近に位置し、かつ、前記受電コイルの円筒軸が送電アンテナの半径方向を向くように前記送電アンテナを移動させ、

前記受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの円環形状の軸心に直交する平面に対して傾斜している場合は、前記カプセル内視鏡が前記送電アンテナの内縁と外縁とに挟まれた円環形状部分に位置し、かつ、前記受電コイルの円筒軸が送電アンテナの半径方向を向くように前記送電アンテナを移動させる、ことを特徴とするカプセル内視鏡検査装置。

【請求項 2】

管状器官内部を撮影するためのカメラと、外部と無線通信するための受送信機と、外部の送電アンテナから磁束を媒介して供給される電力を受電するための筒型の受電コイルと、前記管状器官内部を移動するための自走用駆動装置と、これらの部品を収容する筒状のカプセルとを備え、

前記受電コイルの内周部に沿って磁性体が配置され、

前記自走用駆動装置は、電磁石と永久磁石とを有し、

前記自走用駆動装置は、前記受電コイルの内側に前記永久磁石が入らないように、前記受電コイルに対して、前記カプセルの筒軸方向に沿って直列に配置されたカプセル内視鏡を用いる内視鏡検査装置において、

前記カプセル内視鏡と、

前記カプセル内視鏡の受電コイルにワイヤレス給電を行う送電アンテナとを備え、

前記受電コイルは、筒型のコイルからなり、

前記送電アンテナは、導体が平面渦巻き形状に巻かれた形状をなしており、

前記カプセル内視鏡は、前記カプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段を更に備え、

前記送電アンテナは、被験者を載せる検査台の被験者載置部の下方及び／又は上方に、前記検査台に対して独立して移動可能に配置され、

前記カプセル内視鏡検査装置は、前記カプセルの送信部からの信号を受ける受信部と、

前記検出手段によって検出されたカプセル内視鏡の位置及び姿勢から、受電電力が所定値以上となる前記送電アンテナの位置を求める位置決定手段と、

前記位置決定手段の結果に基づいて前記送電アンテナを移動させるための送電アンテナ位置制御手段と、を更に備えており、

前記送電アンテナは、導体が平面渦巻き形状に巻かれ、中央に空所を有する円環形状をなし、前記検査台の被験者載置部の下方及び上方のそれぞれに、前記検査台に対して移動可能に、かつ、前記検査台に対して前記円環形状の軸心が垂直になるように配置された、第 1 の送電アンテナと第 2 の送電アンテナとからなり、

前記位置決定手段及び前記位置制御手段は、前記受電コイルの円筒軸が前記各送電アンテナの円環形状の軸心と平行になっている場合は、前記第 1 の送電アンテナと前記第 2 の送電アンテナを同軸配置として、前記カプセル内視鏡が、前記各送電アンテナの内縁よりも内側に位置するように移動させ、前記第 1 の送電アンテナと前記第 2 の送電アンテナのそれぞれの磁場が同方向になるようにワイヤレス給電し、

前記受電コイルの円筒軸が前記各送電アンテナの円環形状の軸心に直交する平面に対して平行になっている場合は、前記第 1 の送電アンテナと前記第 2 の送電アンテナを同軸配

10

20

30

40

50

置として、前記カプセル内視鏡が、前記各送電アンテナの内縁と外縁とに挟まれた円環形状の部分に位置するように移動させ、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナのそれぞれの磁場が逆方向になるようにワイヤレス給電し、

前記受電コイルの円筒軸が前記各送電アンテナの前記円環形状の軸心に直交する平面に対して傾斜している場合は、

前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナの中央の空所の一部が互いに重なるようにずらした配置として、前記カプセル内視鏡が、前記第1の送電アンテナの円環形状の部分と前記第2の送電アンテナの円環形状の部分が重なる場所に位置するように移動させ、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナのそれぞれの磁場が逆方向になるようにワイヤレス給電するか、

10

前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナの中央の空所が互いに重ならないようにずらした配置として、前記カプセル内視鏡が、前記第1の送電アンテナの円環形状の部分と前記第2の送電アンテナの円環形状の部分が重なる場所に位置するように移動させ、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナのそれぞれの磁場が同方向になるようにワイヤレス給電する、ことを特徴とするカプセル内視鏡検査装置。

【請求項3】

前記カプセル内視鏡は、受電電力の大きさを計測して、受電電力の大きさを無線で知らせる送信部を更に備え、

前記送電アンテナは、被験者を載せる検査台の被験者載置部の下方及び／又は上方に、前記検査台に対して移動可能に配置され、

20

前記カプセル内視鏡検査装置は、前記カプセルの送信部からの信号を受ける受信部と、前記送電アンテナを前記検査台に対して移動させて走査し、前記受電電力が所定値以上となる位置に送電アンテナを配置する、送電アンテナ位置制御手段と、を更に備える請求項1又は2記載のカプセル内視鏡検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、消化器官等の管状器官に入り込んで、前記管状器官内部を診断する筒状のカプセル内視鏡及びカプセル内視鏡検査方法並びにカプセル内視鏡検査装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

カプセル内視鏡は、カメラを内蔵した小型カプセルを飲み込んで、消化管を内側から観察する器具であり、被験者が身体的負担をほとんど感じることなく、口から肛門に至るまでの全区間、とりわけファイバー内視鏡では観察が難しかった小腸の深部まで観察できる点において優れている。消化管内で撮影された画像は、無線通信によって順次外部に送信され、モニターに表示させて、診断を行うことができる。

【0003】

カプセル内視鏡は、消化管の蠕動運動によって移動するため、飲み込んでから排出されるまでに数時間を要するが、この期間、カメラなどの電子部品を駆動するために、電池を内蔵している。

40

【0004】

しかしながら、カプセル内視鏡は飲み込み易いように大きさが制限されているため、電池式では、カメラ以外の器具まで搭載する余裕は無かった。また、電池で供給できる電力は有限であり、その限られた電力で駆動できる機能に制限されていた。

【0005】

以上の理由から、外部から電磁誘導によって電力を供給するワイヤレス給電法が検討されている。例えば、下記の特許文献1には、受電用コイルと、前記受電用コイル内に配置された、受電用コイル内径を塞ぐ大きさで金属製のケース及び電極で覆われた蓄電池と、所定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

50

、長手方向両端に前記受電用コイルの軸方向と垂直な方向へ所定距離だけ延伸した構造を有し、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の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、を備えるカプセル内視鏡が開示されている。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 2 には、カプセル内視鏡に電力を供給する手段として、被験者が着用する衣類の内部に設けられ、胴体に巻き回された円筒状の送電用コイルが例示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

10

【 特許文献 1 】 特許第 4 6 2 4 7 6 8 号公報

【 特許文献 2 】 特許第 5 3 5 6 6 9 7 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、外部から電磁誘導によって電力を供給する構成のカプセル内視鏡には、電力確保に関して、大きな問題が 2 つある。

【 0 0 0 9 】

その一つは、受電コイル内部に受電コイル内径を塞ぐ大きさの導体が配置されていると電磁誘導によって導体に渦電流が発生し電力損失する問題であり、もう一つは、カプセル内視鏡が送信アンテナに対して位置や姿勢を変えた時に鎖交磁束の磁束密度が減少して受電効率が低下する問題である。

20

【 0 0 1 0 】

特許文献 1 は、コア部材によって磁束の進行方向を変化させて渦電流の影響を軽減しているが、受電コイル内側には蓄電池等の受電コイル内径を塞ぐ大きさの導体が配置されており、受電電力の増収には至っていない。

【 0 0 1 1 】

特許文献 2 は、補助コイルによって、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しているが、カプセル内視鏡の姿勢に合わせて磁界の向きを変える方法については記載されていない。

30

【 0 0 1 2 】

よって、本発明の目的は、受電効率が低いカプセル内視鏡、及び該カプセル内視鏡を用いた検査方法、並びに前記カプセル内視鏡が位置や姿勢を変えた場合も効率よく給電できるカプセル内視鏡検査装置を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するため、本発明のカプセル内視鏡は、消化器官等の管状器官に入り込んで、前記管状器官内部を診断する筒状のカプセル型内視鏡であって、前記管状器官内部を撮影するためのカメラと、外部と無線通信するための受送信機と、外部の送電アンテナから磁束を媒介して供給される電力を受電するための筒型の受電コイルと、前記管状器官内部を移動するための自走用駆動装置と、これらの部品を収容する筒状のカプセルとを備え、前記受電コイルの内周部に沿って磁性体が配置され、前記自走用駆動装置は、コイルと磁石とを有し、前記自走用駆動装置は、前記受電コイルの内側には入らないように、前記受電コイルに対して、前記カプセルの筒軸方向に沿って直列に配置されていることを特徴とする。

40

【 0 0 1 4 】

上記態様によれば、受電コイルの内周部に沿って配置された磁性体によって、受電コイルと鎖交する磁束の磁束密度が高められ、効率の良い受電を行うことができる。受電した交流電力は直流に変換されて、カメラ、受送信機等に供給され、管状器官の各所をカメラで撮影して、撮影画像を外部に無線送信することができる。また、自走用駆動装置は、受

50

電コイルの内側に永久磁石が入らないように、受電コイルに対して、カプセルの筒軸方向に沿って直列に配置されているので、受電コイルの内周部に沿って設けられた磁性体による磁束密度を高める効果が損なわれないようにすることができる。また、受電コイルの内側に他の部品を配置できるので、カプセル内のスペースを有効利用することができる。更に、自走用駆動装置によって管状器官内部を移動し、管状器官内部を撮影できるので、短時間で広範囲を検査することができる。

【 0 0 1 5 】

本発明のカプセル内視鏡の 1 つの態様において、前記カプセルは、中央が円筒状をなし、両端が半球状をなして、前記円筒状をなす部分の外周部に沿って環状の凹部が形成され、この凹部の底部に前記磁性体が設けられ、この磁性体の外周に前記受電コイルが配置されて、前記磁性体と前記受電コイルとが、前記カプセルの壁厚内に収容されていることが好ましい。

10

【 0 0 1 6 】

本発明のカプセル内視鏡において、前記磁性体は、強磁性材を含有する厚さ 0 . 1 ~ 0 . 5 mm の樹脂シートを丸めたものであることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

上記態様によれば、筒状の磁性体を薄く形成して、受電コイルの内部に広い空間を残した状態で、効率の良い受電を行うことができる。そして、受電コイルの内側空間に各種部材を配置して空間を有効活用し、カプセルを小型化することができる。

【 0 0 1 8 】

20

そして、上記態様のカプセル内視鏡において、前記カプセルの肉厚は 0 . 5 ~ 1 . 0 mm であり、前記磁性体は強磁性材を含有する比透磁率 1 0 0 ~ 1 3 0 、厚さ 0 . 2 ~ 0 . 3 mm の樹脂シートを丸めたものであり、前記受電コイルは外径 0 . 1 0 ~ 0 . 1 5 mm の被覆導線を前記磁性体の外周部に 2 層に巻き回したコイル長 4 ~ 6 . 5 mm の筒型のコイルであることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

上記態様によれば、カプセルの壁厚内に磁性体及び受電コイルを収容し、効率の良い受電を行うことができる。

【 0 0 2 0 】

本発明のカプセル内視鏡において、前記カプセル内には、搭載機器を制御する電子回路基板が丸めて配置されていることが好ましい。

30

【 0 0 2 1 】

上記態様によれば、広い面積の電子回路基板であっても、丸めた状態で受電コイルの内側に収納することにより、空間を有効活用し、カプセルを小型化することができる。

【 0 0 2 2 】

本発明のカプセル内視鏡の他の態様において、前記カプセルは、中央が円筒状をなし、両端が半球状をなして、前記カメラを配置した端部とは反対側に位置する半球状の部分には、その外周部に沿って環状の凹部が形成され、この凹部の底部に前記磁性体が設けられ、この磁性体の外周に前記受電コイルが配置されて、前記磁性体と前記受電コイルとが、前記カプセルの半球状部分に収容されていることが好ましい。

40

【 0 0 2 3 】

そして、上記態様のカプセル内視鏡において、前記磁性体は強磁性材を含有する比透磁率 1 0 0 ~ 1 3 0 、厚さ 0 . 1 ~ 0 . 5 mm の樹脂シートを丸めたものであり、前記受電コイルは外径 0 . 1 0 ~ 0 . 1 5 mm の被覆導線を前記磁性体の外周部に 3 層以上の層数で巻き回したコイル長 3 ~ 4 mm の筒型のコイルであることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

上記態様によれば、空きスペースの活用が難しい半球状の端部を、受電コイルと磁性体の配置場所として割り当て、カプセル胴部の円筒部の内側の空間に、高透磁率の部材や導電性の部材を自由に配置することができる。

【 0 0 2 5 】

50

本発明のカプセル内視鏡において、前記受電コイルの内側には、薬液供給装置が配置され、該薬液供給装置は、非金属製の薬液タンクと、該薬液タンクに連結され、前記受電コイルの受電電力で駆動される、電動の弁又はポンプと、前記カプセルの端部に形成された薬液放出開口と、を備えることが好ましい。

【0026】

上記態様によれば、薬液供給装置を受電コイルの内側に設置して空間を有効活用し、カプセルを小型化することができる。また、電動の弁又はポンプは外部からの制御信号によって駆動することができるので、所望の場所と時間を選んで、薬液を投与することができる。

【0027】

10

本発明のカプセル内視鏡において、前記受電コイルの内側には、マイクロハンド装置が配置され、該マイクロハンド装置は、高温で伸長形状を記憶され、低温では圧縮された状態で格納された、樹脂製の形状記憶ばねと、前記受電コイルの受電電力で駆動される、前記形状記憶ばねを加熱するセラミックヒーターと、前記形状記憶ばねの先端に取付けられた、非金属（樹脂又はセラミック製）のはさみとからなり、前記セラミックヒーターに通電すると、前記形状記憶ばねが伸長して、前記はさみがカプセル端部の開口から突出して開き、通電を停止すると前記形状記憶ばねは冷えて前記はさみが引き戻され、その過程でカプセル端部の開口に規制されて閉じることが好ましい。

【0028】

上記態様によれば、マイクロハンド装置を筒型受電コイルの円筒内部の空間に配置して空間を有効活用し、カプセルを小型化することができる。本発明のマイクロハンドは、効率よく受電した十分な電力を利用し、ヒーターのON/OFFによって開閉する単純な構造であるから、小型であるうえ、故障し難いという特徴を備える。また、マイクロハンドは外部からの制御信号によって駆動できるので、所望の場所と時間を選んで、管壁組織を採取することができる。

20

【0029】

本発明のカプセル内視鏡検査方法は、上記のいずれか1つに記載のカプセル内視鏡を用いて、前記受電コイルへの電力供給を間欠的に行うことを特徴とする。

【0030】

上記態様によれば、受電コイルへの電力供給を間欠的に行ない、例えば受電コイルへの電力供給が行われている期間中に、自走用駆動装置を用いてカプセル内視鏡を自走させ、受電コイルへの電力供給が行われていない期間中に、自走用駆動装置への通電を止めてカプセル内視鏡を放冷させることができる。カプセル内視鏡の温度上昇を防止するためのセンサーや温度制御回路を必要としないので、カプセルを小型化できる。

30

【0031】

本発明のカプセル内視鏡検査方法において、前記受電コイルへの電力供給が行われていない期間の開始と終了を、前記受電コイルが受電した電力の大きさを計測する電力計測手段によって、又は、前記受電コイルへの電力供給に同期する時間計測手段によって検知することが好ましい。

【0032】

40

上記態様によれば、受電コイルへの電力供給が行われていない期間の開始と終了を検出し、間欠的に行われる電力供給に同期させてカプセル内視鏡を制御することができる。

【0033】

本発明のカプセル内視鏡検査方法において、前記受電コイルへの電力供給が行われていない期間中に、前記受送信機によって外部と無線通信することが好ましい。

【0034】

上記態様によれば、受電コイルへの電力供給が行われていない期間に無線通信を行って、電磁界ノイズによる通信エラーを回避することができる。

【0035】

本発明のカプセル内視鏡検査装置のひとつは、管状器官内部を撮影するためのカメラと

50

、外部と無線通信するための受送信機と、外部の送電アンテナから磁束を媒介して供給される電力を受電するための筒型の受電コイルと、受電電力の大きさを計測して、受電電力の大きさを無線で知らせる送信部と、前記管状器官内部を移動するための自走用駆動装置と、これらの部品を収容する筒状のカプセルとを備え、前記受電コイルの内周部に沿って磁性体が配置され、前記自走用駆動装置は、電磁石と永久磁石とを有し、前記自走用駆動装置は、前記受電コイルの内側に前記永久磁石が入らないように、前記受電コイルに対して、前記カプセルの筒軸方向に沿って直列に配置されたカプセル内視鏡を用いる内視鏡検査装置において、被験者を載せる検査台と、前記カプセル内視鏡の受電コイルにワイヤレス給電を行うため、前記検査台の被験者載置部の下方及び／又は上方に、前記検査台に対して移動可能に配置された送電アンテナと、前記カプセルの送信部からの信号を受ける受信部と、前記送電アンテナを前記検査台に対して移動させて走査し、前記受電電力が所定値以上となる位置に送電アンテナを配置する、送電アンテナ位置制御手段と、を備えることを特徴とする。

10

【0036】

上記態様によれば、送電アンテナを前記検査台に対して移動させて走査し、受電電力が所定値以上となる位置に送電アンテナを配置することにより、カプセル内視鏡が如何なる位置にあっても、必要とされる受電電力が確保されるように、送電アンテナを配置することができる。

【0037】

本発明のカプセル内視鏡検査装置のもうひとつは、管状器官内部を撮影するためのカメラと、外部と無線通信するための受送信機と、外部の送電アンテナから磁束を媒介して供給される電力を受電するための筒型の受電コイルと、前記管状器官内部を移動するための自走用駆動装置と、これらの部品を収容する筒状のカプセルと、前記カプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段とを備え、前記受電コイルの内周部に沿って磁性体が配置され、前記自走用駆動装置は、電磁石と永久磁石とを有し、前記自走用駆動装置は、前記受電コイルの内側に前記永久磁石が入らないように、前記受電コイルに対して、前記カプセルの筒軸方向に沿って直列に配置されたカプセル内視鏡を用いる内視鏡検査装置において、被験者を載せる検査台と、前記カプセル内視鏡の受電コイルにワイヤレス給電を行うため、前記検査台の被験者載置部の下方及び／又は上方に、前記検査台に対して独立して移動可能に配置された送電アンテナと、前記カプセルの送信部からの信号を受ける受信部と、前記検出手段によって検出されたカプセル内視鏡の位置及び姿勢から、受電電力が所定値以上となる前記送電アンテナの位置を求める位置決定手段と、前記位置決定手段の結果に基づいて前記送電アンテナを移動させるための送電アンテナ位置制御手段と、を備えることを特徴とする。

20

30

【0038】

上記態様によれば、検出手段によりカプセル内視鏡の位置及び姿勢を検出し、カプセル内視鏡が如何なる位置にあっても、受電電力が所定値以上となるように、送電アンテナを配置することができるので、カプセル内視鏡が急に姿勢を変えた場合でも、無駄のない動きで、送電アンテナを移動し、必要とされる受電電力を確保して、安定した内視鏡検査を行うことができる。

40

【0039】

本発明のカプセル内視鏡検査装置において、前記送電アンテナは、導体が平面渦巻き形状又はコイル状に巻かれ、中央に空所を有する円環形状であって、前記送電アンテナに交流電力を通電すると、前記中央の空所から周囲に発散する発散磁場が形成され、前記カプセル内視鏡に給電されることが好ましい。

【0040】

上記態様によれば、送電アンテナの中央の空所から周囲に発散する発散磁場が形成されるため、カプセル内視鏡が如何なる位置にあっても、受電コイルの円筒軸と磁力線とが平行になるように、送電アンテナを配置することができるので、効率の良い給電を行うことができる。

50

【 0 0 4 1 】

本発明のカプセル内視鏡検査装置においては、前記カプセル内視鏡は、前記カプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段を備え、前記送電アンテナは、前記検査台の被験者載置部の下方又は上方に、前記検査台に対して移動可能に、かつ、前記検査台に対して前記円環状の軸心が垂直になるように配置されており、前記受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの前記円環形状の軸心と平行になっている場合は、前記カプセル内視鏡が前記送電アンテナの内縁よりも内側に位置するように前記送電アンテナを移動させ、前記受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの円環形状の軸心に直交する平面に対して平行になっている場合は、前記カプセル内視鏡が前記送電アンテナの外縁付近に位置し、かつ、前記受電コイルの円筒軸が送電アンテナの半径方向を向くように前記送電アンテナを移動させ、前記受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの円環形状の軸心に直交する平面に対して傾斜している場合は、前記カプセル内視鏡が前記送電アンテナの内縁と外縁とに挟まれた円環形状部分に位置し、かつ、前記受電コイルの円筒軸が送電アンテナの半径方向を向くように前記送電アンテナを移動させることが好ましい。

10

【 0 0 4 2 】

上記態様によれば、検出手段によってカプセルの位置と姿勢を検知し、受電コイルの円筒軸と送電アンテナの磁力線とが平行になるように、送電アンテナを動かすことができるので、給電効率を高めることができる。

【 0 0 4 3 】

本発明のカプセル内視鏡検査装置においては、前記カプセル内視鏡は、前記カプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段を備え、前記送電アンテナは、前記検査台の被験者載置部の下方及び上方のそれぞれに、前記検査台に対して移動可能に、かつ、前記検査台に対して前記円環形状の軸心が垂直になるように配置された、第1の送電アンテナと第2の送電アンテナとからなり、前記受電コイルの円筒軸が前記各送電アンテナの円環形状の軸心と平行になっている場合は、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナを同軸配置として、前記カプセル内視鏡が、前記各送電アンテナの内縁よりも内側に位置するように移動させ、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナのそれぞれの磁場が同方向になるようにワイヤレス給電し、前記受電コイルの円筒軸が前記各送電アンテナの円環形状の軸心に直交する平面に対して平行になっている場合は、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナを同軸配置として、前記カプセル内視鏡が、前記各送電アンテナの内縁と外縁とに挟まれた円環形状部分に位置するように移動させ、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナのそれぞれの磁場が逆方向になるようにワイヤレス給電し、前記受電コイルの円筒軸が前記各送電アンテナの前記円環形状の軸心に直交する平面に対して傾斜している場合は、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナの中央の空所の一部が互いに重なるようにずらした配置として、前記カプセル内視鏡が、前記第1の送電アンテナの円環形状の部分と前記第2の送電アンテナの円環形状の部分が重なる場所に位置するように移動させ、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナのそれぞれの磁場が逆方向になるようにワイヤレス給電するか、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナの中央の空所が互いに重ならないようにずらした配置として、前記カプセル内視鏡が、前記第1の送電アンテナの円環形状の部分と前記第2の送電アンテナの円環形状の部分が重なる場所に位置するように移動させ、前記第1の送電アンテナと前記第2の送電アンテナのそれぞれの磁場が同方向になるようにワイヤレス給電することが好ましい。

20

30

40

【 0 0 4 4 】

上記態様によれば、第1送電アンテナと第2の送電アンテナのそれぞれの磁力線の方向が受電コイルの円筒軸と同じ方向を向くので、給電効率を更に高めることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 4 5 】

本発明のカプセル内視鏡によれば、受電コイルの内周部に沿って配置された磁性体によって、受電コイルと鎖交する磁束の磁束密度が高められ、効率の良い受電を行うことがで

50

きる。このようにして、受電コイルの内側に確保した広い空間には、渦電流によって受電効率を低下させない他の部材、例えば非金属製の薬液供給タンクやマイクロハンド装置等を配置することにより、受電効率を低下させることなく、カプセル内のスペースを有効利用し、小型でありながら、外部からの制御信号により効率的に薬液投与、組織採取する高度な機能を備えることができる。

【0046】

本発明のカプセル内視鏡検査装置によれば、全方位発散磁場を形成できる送信アンテナと、受電状態を検出して無線通信で知らせる手段、又はカプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段とによって、カプセル内視鏡が如何なる位置にあっても、受電電力が所定値以上となるように、送電アンテナを配置することができ、必要とされる受電電力を確保して、安定した内視鏡検査が可能になる。また、管状器官の蠕動運動によってカプセル内視鏡が急に姿勢を変えた場合も、送電アンテナを迅速に移動させて受電量を短時間で回復できるため、受電悪化時に使用される蓄電手段は大容量のものを必要とせず、カプセル内視鏡を小型化することができる。

10

【0047】

よって、多機能でありながらサイズが大きくならないため飲み込み易く、電力が安定供給されるために検査中断がなく、被験者の検査にともなう身体的、精神的負担を従来よりも更に軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0048】

20

【図1】本発明に係るカプセル内視鏡の一実施形態を示す断面模式図である。

【図2】本発明に係るカプセル内視鏡の他の実施形態を示す断面模式図である。

【図3】図2に示されたマイクロハンド装置の動作を説明するための模式図である。

【図4】本発明に係るカプセル内視鏡の更に他の実施形態を示す断面模式図である。

【図5】図4に示された受電コイルの組み立て手順を説明するための模式図である。

【図6】本発明に係るカプセル内視鏡の更に他の実施形態を示す断面模式図である。

【図7】図6に示された受電コイルの組み立て手順を説明するための模式図である。

【図8】本発明に係るカプセル内視鏡のシステム構成の一実施形態を示すブロック図である。

30

【図9】図8に示された整流及び電圧変換部の一構成例を示す回路図である。

【図10】本発明に係るカプセル内視鏡の検査方法の一例を示すタイムチャートである。

【図11】本発明に係るカプセル内視鏡検査装置の一実施形態を示す全体構成図である。

【図12】本発明に係るカプセル内視鏡検査装置のシステム構成の一実施形態を示すブロック図である。

【図13】本発明に係るカプセル内視鏡検査装置のシステム構成の他の実施形態を示すブロック図である。

【図14】本発明に係るカプセル内視鏡検査装置の送電アンテナの一実施形態を示す模式図である。

【図15】送電アンテナによって作られる磁場をベクトルで表記した図である。

【図16】送電アンテナによって作られる磁場の強さを等高線で表記した図である。

40

【図17】送電アンテナによって作られる磁場を磁力線で表記した図である。

【図18】送電アンテナによって作られる磁場の磁力線の傾きに基づき等傾線を引き、空間を領域分けした図である。

【図19】カプセル内視鏡の姿勢と送電アンテナの配置との関係を説明する模式図である。

【図20】送電アンテナを最適配置する方法を示すフロー図である。

【図21】本発明のカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させるひとつの態様を示す模式図である。

【図22】本発明のカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させる他の態様を示す模式図である。

50

【図 2 3】本発明のカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させる更に他の態様を示す模式図である。

【図 2 4】本発明のカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させる更に他の態様を示す模式図である。

【図 2 5】本発明の送電アンテナを 2 つ用いるカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させるひとつの態様を示す模式図である。

【図 2 6】本発明の送電アンテナを 2 つ用いるカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させる他の態様を示す模式図である。

【図 2 7】本発明の送電アンテナを 2 つ用いるカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させる更に他の態様を示す模式図である。

10

【図 2 8】本発明の送電アンテナを 2 つ用いるカプセル内視鏡検査装置により、受電電力が最大になるように送電アンテナを移動させる更に他の態様を示す模式図である。

【図 2 9】受電コイルに組み付けられた筒型磁性体の肉厚と、誘導起電力の大きさとの関係を表す図面である。

【図 3 0】受電コイルに組み付けられた筒型磁性体の比透磁率と、誘導起電力の大きさとの関係を表す図面である。

【発明を実施するための形態】

【0049】

以下、図面に基づいて、本発明に係るカプセル内視鏡及びカプセル内視鏡検査装置の実施形態について説明する。なお、図面は模式的に描かれており、各部分の形状、寸法比などは現実のものを忠実に表したのではない。また、同一部分には、同じ符号を付し、説明を省略する場合がある。

20

【0050】

〔カプセル内視鏡〕

以下、カプセル内視鏡の構成について具体的に説明する。

【0051】

図 1 には、本発明に係るカプセル内視鏡の一実施形態を表す断面模式図が示されている。このカプセル内視鏡 100a は、光透過性の部材によって形成された半球状の先端カバー 12 と、半球状の端部を有する円筒形状のカプセル胴部 13a とを連結したカプセル 11a を有している。光透過性の先端カバー 12 の内側には、管状器官内部を撮影できるように、カメラ 14 と照明素子 15 を搭載した電子回路基板 17 が配置されている。円筒形状のカプセル胴部 13a の内側には、前記電子回路基板 17 の背後に自走用駆動装置 50、受電コイル 20a が直列に配置されている。また、受電コイル 20a の内周部に沿って磁性体 30a が配置されている。また、円筒形状のカプセル胴部 13a と自走用駆動装置 50 との隙間には、半導体素子 16 を搭載した電子回路基板 18a が配置されている。そして、磁性体 30a の内側の空間には、薬液供給装置 40a が配置されている。

30

【0052】

カプセル内視鏡 100a は、消化器官等の管状器官に入り込んで、自走用駆動装置 50 によって管状器官内部を移動し、カメラ 14 によって管状器官内部を撮影し、更に薬液供給装置 40a によって薬液投与することができる。

40

【0053】

上記カプセル 11a は、光透過性の部材によって形成された半球状の先端カバー 12 と、半球状の端部を有する円筒形状のカプセル胴部 13a とを連結した構造を有し、カメラ 14 と、照明素子 15 と、半導体素子 16 が液体に触れないよう、密封構造になっている。カプセル 11a の外形は 9 ~ 12 mm 程度が好ましく、長さは 20 ~ 30 mm 程度が好ましい。この範囲よりも大きくなると飲み込みが困難になり、小さくなると必要部材の搭載が困難になる。

【0054】

カメラ 14 は、照明素子 15 と共に電子回路基板 17 に搭載され、先端カバー 12 に隣接して、レンズの先が先端カバー 12 の方向を向くように取り付けられ、透明の先端カバ

50

ー 1 2 を通して外部を撮影できるようになっている。カメラ 1 4 は、レンズと固体撮像素子とから構成され、結像した像を光電変換して、電気信号に変えることができる。固体撮像素子の種類は、特に限定されず、具体的には C C D (C h a r g e C o u p l e d D e v i c e) イメージセンサ、C M O S (C o m p l e m e n t a r y M e t a l O x i d e S e m i c o n d u c t o r) イメージセンサ等を用いることができる。

【 0 0 5 5 】

照明素子 1 5 は、カメラ 1 4 の撮像対象を照らして明るくするために用いられる。照明素子 1 5 は、電力消費の少ない照明であることが好ましく、具体的には白色発光ダイオードが好ましい。

【 0 0 5 6 】

電子回路基板 1 8 a は、信号処理、無線通信、電源制御等の機能を備える半導体素子 1 6 を搭載している。電子回路基板 1 8 a は、エポキシ樹脂製の一般的な回路基板でもよいが、柔軟性のある材料から構成され、筒状に丸められてもよい。また、電子回路基板 1 8 a は、幾つかに分割されていてもよく、逆に電子回路基板 1 7 と一体であってもよい。電子回路基板 1 8 a の設置場所は、特に限定されず、例えば、受電コイル 2 0 a の内側であってもよい。電子回路基板 1 8 a に使用されている導電性材料は極少量であり、受電効率に影響する大きな渦電流は発生しない。

【 0 0 5 7 】

このカプセル内視鏡 1 0 0 a において、受電コイル 2 0 a は、被覆導線を巻き回した円筒型のコイルであって、例えば、芯線は直径 0 . 1 m m の銅、厚い絶縁被覆層を有して外径は直径 0 . 3 m m 、長さは 2 m の被覆導線を円筒状に巻き重ねて、外径が直径 9 m m でカプセルの内周に収まり、内径が直径 6 m m で、その内部は空洞となるコイルを使用することができる。被覆導線の巻き方は、右巻き又は左巻きのどちらでもよく、巻きが乱れていてもよいが、磁場の相殺を避けるためには、全て同じ向きに揃えて巻くことが好ましい。

【 0 0 5 8 】

このカプセル内視鏡 1 0 0 a において、受電コイル 2 0 a の内側には、更に磁性体 3 0 a を配置することができる。磁性体 3 0 a は、特に限定されず、例えば筒状に加工されたフェライト、コバルト、鉄、酸化鉄、酸化クロム、ニッケル等の強磁性材を用いることが好ましく、フェライトを含有する厚さ 0 . 1 ~ 0 . 5 m m の樹脂シートを一重に丸めたものが特に好ましい。フェライト樹脂シートを丸めた磁性体 3 0 a は、受電コイル 2 0 a の内表面において磁束密度を高める。このため、磁性体を使用しない場合と比較すると、受電電力 (電力値) は、厚さ 0 . 1 m m で 1 5 倍、厚さ 0 . 2 m m で 2 1 倍、厚さ 0 . 5 m m で 2 5 倍まで向上する。また、磁性体 3 0 a に薄いフェライト樹脂シートを使用することで、受電コイル 2 0 a の内部に、各種部材を配置して有効活用できる、広い空間が生まれる。

【 0 0 5 9 】

このカプセル内視鏡 1 0 0 a においては、受電コイル 2 0 a の内部に、非金属 (樹脂又はセラミック製) の薬液タンク 4 1 a を配置して、空間を有効活用することができる。薬液タンク 4 1 a は、非金属であるため、渦電流は発生せず、受電効率は低下しない。薬液供給装置 4 0 a は、この薬液タンク 4 1 a と、薬液タンク 4 1 a の中に挿入された薬液吸入管 4 2 と、受電コイルの受電電力で駆動される電動の弁又はポンプ 4 3 と、カプセル 1 1 a の端部に形成された薬液放出開口 4 4 とからなる。電動の弁又はポンプは外部からの制御信号によって駆動することができるので、所望の場所と所望の場所と時間を選んで、薬液を投与することができる。

【 0 0 6 0 】

このカプセル内視鏡 1 0 0 a においては、自走用駆動装置 5 0 を備え、管状器官内部を移動して、管状器官内部を撮影できるので、短時間で広範囲を検査することができる。自走用駆動装置 5 0 は、特に限定されず、例えば、受電コイルで得た電力を動力源とし、円筒ケースに巻かれたコイル (電磁石になる) に電流を流して磁場を発生させ、該ケース内

10

20

30

40

50

側に置かれた棒磁石（永久磁石）を進行方向の壁面に強く衝突させて推進力を得る（復帰の時は逆方向に弱い電流を流してゆっくり戻す）、電磁石と永久磁石を有するアクチュエータを用いることができる。ただし、自走用駆動装置 50 は、磁性部材及び導電性の部材（コイル）から構成されているため、受電コイル 20 a 内に配置することは好ましくなく、受電コイル 20 a の内周部に沿って設けられた磁性体 30 a による磁束密度を高める効果が損なわれないように、受電コイル 20 a の内側に入り込まないように、具体的には少なくとも永久磁石が入らないように、受電コイル 20 a に対してカプセル 11 a の筒軸方向に沿って直列に配置することが好ましい。

【0061】

図 2 には、本発明に係るカプセル内視鏡の他の実施形態を表す断面模式図が示されている。このカプセル内視鏡 100 b は、光透過性の部材によって形成された半球状の先端カバー 12 と、半球状の端部を有する円筒形状のカプセル胴部 13 b とを連結したカプセル 11 b を有している。カプセル 11 b は、隔壁 19 によって 2 つの部屋に仕切られ、透明の先端カバー 12 を有する側の部屋は密封されている。光透過性の先端カバー 12 の内側には、管状器官内部を撮影できるように、カメラ 14 と照明素子 15 を搭載した電子回路基板 17 が配置されている。一方、円筒形状のカプセル胴部 13 b には、自走用駆動装置 50 と、該自走用駆動装置の後方に受電コイル 20 b と、該受電コイルの内周部に沿って配置された磁性体 30 b とが配置されている。また、円筒形状のカプセル胴部 13 b と自走用駆動装置 50 との隙間には、半導体素子 16 を搭載した電子回路基板 18 a が配置されている。そして、磁性体 30 b の内側の空間には、マイクロハンド装置 60 が配置されている。

【0062】

マイクロハンド装置 60 は、高温で伸長形状を記憶され、低温では圧縮された状態で格納された、樹脂製の形状記憶ばね 61 と、形状記憶ばねを加熱するセラミックヒーター 62 と、形状記憶ばねの先端に取付けられた、非金属（樹脂又はセラミック製）のはさみ 63 と、はさみ 63 を開くための樹脂製のばね 64 とからなり、受電コイル 20 b の受電電力で駆動することができる。マイクロハンド装置 60 は、いずれも非金属製の材料から構成されているため、受電コイル 20 b の内側の空間に配置しても、受電効率を損なわず、受電コイル 20 b の内側の空間を有効活用して、カプセルを小型化することができる。

【0063】

図 3 を用いて、マイクロハンド装置 60 の動作について説明する。同図（b）に示されるように、セラミックヒーター 62 に通電すると、形状記憶ばね 61 が伸長して、はさみ 63 が、カプセル端部の開口 65 から突出し、ばね 64 の収縮する力で開き、管状器官 Q の内壁に接触する。そして、同図（c）に示されるように、通電を停止すると形状記憶ばね 61 は冷えてはさみ 63 が引き戻され、その過程でカプセル端部の開口 65 に規制されて閉じる。はさみ 63 が閉じるときに、管状器官 Q の一部を噛み取り、標本 R として採取することができる。

【0064】

本発明のマイクロハンド装置 60 は、効率よく受電した十分な電力を利用し、セラミックヒーター 62 への通電 ON / OFF によってはさみ 63 が開閉する、単純な構造であるから、小型であるうえ、故障し難いという特徴を備える。また、マイクロハンドは外部からの制御信号によって駆動できるので、所望の場所と時間を選んで、標本を採取することができる。

【0065】

なお、本発明のカプセル内視鏡は、位置及び姿勢を検出するための、カプセル内視鏡の長手方向の少なくとも 2 か所に X 線マーカーを備えることができる。例えば、図 2 においては、電子回路基板 17 の裏面と、マイクロハンド装置のはさみ 63 のそれぞれの先端とに、合計 3 つの X 線マーカー 70 を備えることができる。X 線マーカー 70 が 3 か所あれば、カプセル内視鏡の前後の向きまで分かる。X 線マーカー 70 は、X 線を透過し難い材料であれば特に限定されず、具体的には、金、プラチナ、タンタル合金等が好ましい。

【 0 0 6 6 】

図 4 (a) には、本発明に係るカプセル内視鏡の更に他の実施形態を表す断面模式図が示されている。このカプセル内視鏡 1 0 0 c は、光透過性の部材によって形成された半球状の先端カバー 1 2 と、半球状の端部を有する円筒形状のカプセル胴部 1 3 c とを連結したカプセル 1 1 c を有している。光透過性の先端カバー 1 2 の内側には、管状器官内部を撮影できるように、カメラ 1 4 と照明素子 1 5 を搭載した電子回路基板 1 7 が配置されている。

【 0 0 6 7 】

本実施形態においては、円筒形状のカプセル胴部 1 3 c の壁厚内に受電コイル 2 0 c と磁性体 3 0 c が収容されている。これによれば、図 1 に示されたカプセル内視鏡 1 0 0 a よりも、受電コイル 2 0 c の内側の空間をより広くして、有効活用することができる。

【 0 0 6 8 】

カプセル胴部 1 3 c の内側には、自走用駆動装置 5 0、薬液タンク供給装置 4 0 c、キャパシタ 8 0 がこの順序で配置されている。自走用駆動装置 5 0 は、高透磁率の部材及び導電性の部材から構成されている。また、キャパシタ 8 0 は、導電性の電極部材を備える。よって、自走用駆動装置 5 0 及びキャパシタ 8 0 は、受電コイル 2 0 c 内に配置することは好ましくなく、受電コイル 2 0 c の内周部に沿って設けられた磁性体 3 0 c による磁束密度を高める効果が損なわれないように、受電コイル 2 0 c に対して直列に配置することが好ましい。なお、薬液タンク供給装置 4 0 c は、非金属部材で構成され、磁束に影響しないので、受電コイル 2 0 c の内側の空間に配置されている。また、半導体素子 1 6 を搭載した電子回路基板 1 8 a は、円筒形状のカプセル胴部 1 3 c と自走用駆動装置 5 0 との隙間に配置されている。

【 0 0 6 9 】

図 4 (b) には、受電コイル 2 0 c の断面を拡大したものが図示されている。カプセル胴部 1 3 c の円筒部には、その外周部に沿って環状の凹部 1 3 c 1 が形成されている。この凹部 1 3 c 1 の底部には磁性体 3 0 c が設けられており、この磁性体 3 0 c の外周に受電コイル 2 0 c が配置され、被覆層 2 3 c によって被覆されている。このようにして、受電コイル 2 0 c と磁性体 3 0 c は、カプセル胴部 1 3 c の壁厚内に収容されている。

【 0 0 7 0 】

受電コイル 2 0 c の各部の寸法は、特に限定されないが、好ましい態様は、例えば下記のようなものである。

【 0 0 7 1 】

カプセル胴部 1 3 c の肉厚 (d_0) は、機械的強度を確保するために、0.8 ~ 1.0 mm、凹部 1 3 c 1 での肉厚 (d_1) は、0.2 mm 以上であることが好ましい。磁性体 3 0 c は、強磁性材を含有する比透磁率 100 ~ 130、厚さ 0.2 ~ 0.3 mm の樹脂シート (例えばフェライト樹脂シート) を丸めた、肉厚 (d_2) 0.2 ~ 0.3 mm の筒型の磁性体が好ましく、受電コイル 2 0 c は、外径 0.10 ~ 0.15 mm の被覆導線を磁性体 3 0 c の外周部に 2 層に巻き回した、肉厚 (d_3) 0.24 ~ 0.3 mm、コイル長 (l) 4 ~ 6.5 mm の筒型のコイルが好ましい。また、受電コイル 2 0 c の外周面は、樹脂等の被覆層 2 3 c によって被覆されていることが好ましい。被覆層 2 3 c の厚さ (d_4) は、特に限定されないが、例えばカプセル表面に段差ができないように厚さ d_4 を設定して摩擦抵抗を小さくし、被験者が飲み込み易くすることが好ましい。

【 0 0 7 2 】

図 5 には、受電コイル 2 0 c の組み立て手順を説明する模式図が示されている。同図 (a) に示されるように、半球状の端部を有する円筒形状のカプセル胴部 1 3 c の外周部には、環状の凹部 1 3 c 1 が形成されている。この凹部 1 3 c 1 には、被覆導線を挿通する貫通孔 2 2 c 1、2 2 c 2 が穿設されている。同図 (b) に示されるように、貫通孔 2 2 c 1、2 2 c 2 のそれぞれに整合する切欠き部を備え、強磁性材を含有する樹脂シートを凹部 1 3 c 1 に 1 重に巻きつけて、筒状の磁性体 3 0 c とする。次に、同図 (c) に示されるように、被覆導線 2 1 の一端をカプセル胴部 1 3 c の内側から貫通孔 2 2 c 1 を介し

10

20

30

40

50

てカプセル胴部 13c の外側に導出し、磁性体 30c の外周面に巻き回す。そして、同図 (d) に示されるように、被覆導線 21 を巻き回して受電コイル 20c とした後、残った被覆導線 21 の端を貫通孔 22c2 を介してカプセル胴部 13c の内側に戻す。最後に、同図 (e) に示されるように、受電コイル 20c の外周面を樹脂等で被覆して被覆層 23c とする。

【0073】

上記態様によれば、外装型の受電コイル 20c を備えるカプセル内視鏡 100c は、内蔵型の受電コイル 20a を備えるカプセル内視鏡 100a よりも、内側に広い空間ができるので、例えば、より大きな薬液タンクを備えることができる。

【0074】

図 6 (a) には、本発明に係るカプセル内視鏡の他の実施形態を表す断面模式図が示されている。このカプセル内視鏡 100d は、光透過性の部材によって形成された半球状の先端カバー 12 と、半球状の端部を有する円筒形状のカプセル胴部 13d とを連結したカプセル 11d を有している。光透過性の先端カバー 12 の内側には、管状器官内部を撮影できるように、カメラ 14 と照明素子 15 を搭載した電子回路基板 17 が配置されている。

【0075】

本実施形態においては、カプセル胴部 13d の半球状の端部に、受電コイル 20d と磁性体 30d が配置されている。これによれば、空きスペースの活用が難しい半球状の端部を受電コイル 20d と磁性体 30d の配置場所として割り当て、カプセル胴部 13d の円筒部の内側の空間に、高透磁率の部材や導電性の部材を自由に配置することができる。

【0076】

カプセル胴部 13d の円筒部には、自走用駆動装置 50 とカプセル胴部 13d との隙間に半導体素子 16 を搭載した電子回路基板 18a が配置され、カメラ 14 と照明素子 15 を搭載した電子回路基板 17 の後方には、半導体素子 16 を搭載した電子回路基板 18b が 2 枚配置されている。そして、自走用駆動装置 50 の後方には、大容量のキャパシタ 80 が 2 個配置され、より多くの電気を供給できるようになっている。

【0077】

図 6 (b) には、受電コイル 20d の断面を拡大したものが図示されている。カプセル胴部 13d の半球状の端部には、その外周部に沿って環状の凹部 13d1 が形成されている。この凹部 13d1 の底部には磁性体 30d が設けられており、この磁性体 30d の外周に受電コイル 20d が配置され、被覆層 23d によって被覆されている。このようにして、受電コイル 20d と磁性体 30d は、カプセル胴部 13d の半球状の端部に収容されている。

【0078】

受電コイル 20d の各部の寸法は、特に限定されないが、好ましい態様は、例えば下記のようなものである。

【0079】

カプセル胴部 13d の環状の凹部 13d1 における、円筒形状に織れた部分の直径 (コイル径) D_{c1} は、特に限定されないが、直径 D_{c1} を大きくすると環状の凹部 13c1 の長さ (コイル長) l が短くなるので、直径 D_{c1} はカプセル胴部 13c の円筒部の外径 D_{c0} の約 $1/2$ が好ましい。例えば、 D_{c0} 11mm に対し、コイル径 D_{c1} を 5mm にすると、コイル長 l を 4mm とすることができる。

【0080】

磁性体 30d は、強磁性材を含有する比透磁率 100 ~ 130、厚さ 0.1 ~ 0.5 mm の樹脂シート (例えばフェライト樹脂シート) を丸めた、肉厚 (d_2) 0.1 ~ 0.5 mm の筒型の磁性体が好ましく、受電コイル 20d は、外径 0.10 ~ 0.15 mm の被覆導線を磁性体 30d の外周部に 3 層以上の層数で巻き回した、コイル長 (l) 3 ~ 4 mm の筒型のコイルが好ましい。

【0081】

また、図6(c)に図示されているように、カプセル胴部13dの円筒部に近い側で巻き重ね層数が多く、カプセル胴部13dの端部にいくほど巻き重ね層数が少なくなるように、言い換えれば、端部に向かうほどコイル断面が縮径するように巻き回してもよい。ただし、被覆層23dを射出成形によって形成できるように、カプセル胴部13dの球殻部の表面 S_0 と、受電コイル20dの表面 S_1 との距離(d_5)が4mm以上となるように、受電コイル20cの巻き重ね層数が制限されている。

【0082】

図7には、受電コイル20dの組み立て手順を説明する模式図が示されている。同図(a)に示されるように、完成時に半球状となるカプセル胴部13dの端部には、環状の凹部13d1が形成されている。この凹部13d1には、被覆導線を挿通する貫通孔22d1, 22d2が穿設されている。同図(b)に示されるように、強磁性材を含有する樹脂シートを凹部13d1に1重に巻きつけて、筒状の磁性体30dとする。次に、同図(c)に示されるように、被覆導線21の一端をカプセル胴部13dの内側から貫通孔22d1を介してカプセル胴部13dの外側に導出し、磁性体30dの外周面に巻き回す。そして、同図(d)に示されるように、被覆導線21を巻き回して受電コイル20dとした後、残った被覆導線21の端を貫通孔22d2を介してカプセル胴部13dの内側に戻す。最後に、同図(e)に示されるように、受電コイル20dの外周面に樹脂を射出成形して、半球状表面の被覆層23dとする。射出成形に用いられる樹脂としては、カプセル胴部13dと同一材料、又は類似の材料であることが溶融一体化の点で好ましい。

【0083】

あるいは、受電コイル20を樹脂被覆する方法は、同図(f)に示されるように、カプセル胴部13dの端部に適合し半球状表面をなす、頂部に開口を有する樹脂製のキャップ24を接着又は溶着する方法であってもよい。これによれば、射出一体成型に比して容易であることから、製造コストを低減できる。また、キャップ24は、カプセル胴部13dと同一材料又は類似材料とする必要性はなく、より強度の高い樹脂材料を選択して、より薄くすることができる。そして、キャップ24を薄くした分、受電コイルの径をより大きくして、受電効率を高めることができる。

【0084】

次に、図8を用いて、本発明のカプセル内視鏡100のシステム構成の一例について説明する。半導体素子16は、整流及び電圧変換部16aと、電源制御部16bと、受電電力計測部16cと、受信電力信号処理及び送信部16dと、制御信号受信及び処理部16eと、付属機器制御部16fと、画像信号処理及び送信部16gと、オンチップの送受信アンテナ16hとを備えることができる。半導体素子16には、カメラ14、照明素子15、自走用駆動装置50、薬液供給装置40又はマイクロハンド装置60、受電コイル20、共振容量25、キャパシタ80、振動子90を接続することができる。ここで、半導体素子16は、必ずしも1チップである必要はなく、機能ブロックごとに分割された、複数のチップであってもよい。

【0085】

整流及び電圧変換部16aは、受電コイル20と共振容量25とを直列接続したLC共振回路によって受電した交流電力を、所定電圧の直流電力に変換し、キャパシタ80及び電源制御部16bに供給する。例えば、図9に示されるように、整流及び電圧変換部16aは、ダイオードブリッジ16a1と昇圧回路16a2を備え、ダイオードブリッジ16a1によって整流された直流電力を昇圧回路16a2によって昇圧し、キャパシタ80に一時的に蓄えることができる。

【0086】

キャパシタ80は、電荷を蓄えて電圧変動を抑制する役割を担い、小型で大容量のものが好ましく、例えば電気二重層キャパシタが好適に用いられる。なお、キャパシタ80はリチウムイオン二次電池等の蓄電池であってもよい。

【0087】

電源制御部16bは、電圧調整回路(線形レギュレータ)、電源保護回路、基準電圧回

10

20

30

40

50

路、発振回路等を備え、電源の安定供給、監視、遮断、基準電圧及びクロック発生等の機能を担っている。なお、電源制御部 16 b は、高精度のクロック信号波や無線通信用搬送波を発生させるために、水晶振動子又はセラミック振動子などの振動子 90 に接続されていることが望ましい。

【0088】

受電電力計測部 16 c は、受電コイル 20 で受電した交流電力の大きさを、整流及び電圧変換部 16 a によって交流から変換された直流の電圧の大きさとして計測することができる。

【0089】

受信電力信号処理及び受信部 16 d は、計測された受電電力の大きさをデジタル信号にエンコードし、送受信アンテナ 16 h から送信することができる。

10

【0090】

制御信号受信及び処理部 16 e は、外部から送られてくる制御信号を、送受信アンテナ 16 h を介して受信し、デコードして付属機器制御部 16 f に送ることができる。

【0091】

付属機器制御部 16 f は、カメラ 14、照明素子 15、自走用駆動装置 50、薬液供給装置 40、マイクロハンド装置 60 を制御することができる。

【0092】

画像信号処理及び送信部 16 g は、カメラ 14 が撮影した画像信号を信号処理し、送受信アンテナ 16 h を介して外部に送信することができる。

20

【0093】

[カプセル内視鏡検査方法]

本発明に係るカプセル内視鏡検査 100 において、受電コイル 20 への電力供給は、連続的に行ってもよいが、以下に説明するように、間欠的に行ってもよい。

【0094】

例えば、自走用駆動装置 50 を連続動作させることによって、カプセル内視鏡 100 の温度上昇が懸念される場合は、受電コイル 20 への電力供給を間欠的に行ない、電力供給している期間（電力供給 ON の期間）は自走用駆動装置 50 に通電してカプセル内視鏡 100 を自走させ、電力供給しない期間（電力供給 OFF の期間）は自走用駆動装置 50 への通電を止めてカプセル内視鏡 100 を放冷させてもよい。

30

【0095】

また、電力供給 ON 時に電磁界ノイズによって通信エラーが懸念される場合は、受電コイル 20 への電力供給を間欠的に行ない、電力供給 OFF の期間は受送信機 16 d、16 e、16 g によって外部と無線通信し、電力供給 ON の期間は無線通信を止めてもよい。

【0096】

電力供給 OFF の期間の開始と終了は、受電コイルが受電した電力の大きさを計測する電力計測手段によって、又は、受電コイルへの電力供給に同期する時間計測手段によって検知することができる。具体的には、受電電力の大きさを計測する手段として受電電力計測部 16 c や、受電コイルへの電力供給に同期する時間計測手段としてクロック信号をカウントするカウンタ回路を有する電源制御部 16 b を備えることができる。これによれば、電力供給 OFF の期間の開始と終了を検出して、間欠的に行われる電力供給に同期させてカプセル内視鏡を制御することができる。

40

【0097】

以下、図面を参照しながら、間欠給電の一例について詳しく説明する。

【0098】

図 10 (a) のタイムチャートには、受電コイル 20 に間欠的に供給される交流電力の ON / OFF 波形が示されている。交流電力の基本周波数は、後述するように、50 kHz ~ 500 kHz の帯域から選ばれ、間欠給電における電力供給の ON / OFF は、基本周波数よりも長い時間間隔で行われる。電力供給の ON 時間が 100 ms よりも短いと、自走用駆動装置 50 の動作周波数が数十 Hz であることから、自走用駆動装置 50 を正常

50

に動作させることが難しくなるので好ましくない。また、電力供給のOFF時間が数秒におよぶと、半導体素子16への電力供給が途絶えて、半導体素子の回路がリセットされてしまう。このような理由から、間欠給電における電力供給のON/OFFは、100ms～1000msを1周期とするON/OFFであることが好ましい。Dutyは、状況に合わせて適宜変更してもよい。例えば、ON/OFFを100ms/100msで繰り返すことにより、カプセル内視鏡を自走させながら、カメラで撮影した動画(5コマ/秒)を送信することができる。

【0099】

図10(b)のタイムチャートには、キャパシタ80の端子電圧の波形が示されている。また、同図(c)のタイムチャートには、線形レギュレータによってキャパシタ80の端子電圧を降圧した、半導体素子16の内部電源電圧の波形が示されている。また、同図(d)のタイムチャートには、カプセル内視鏡を自走させる期間が示されている。また、同図(e)のタイムチャートには、外部と受送信する期間が示されている。

【0100】

時刻 t_1 において電力供給がONとなり、受電された交流電力はダイオードブリッジ16aaによって整流され、昇圧回路16abによって6Vまで昇圧されて、キャパシタ80へ供給される。キャパシタ80の充電量に比例してキャパシタ80の端子電圧は上昇していくが、内部電源電圧は、線形レギュレータによって3.3Vでクランプされる(時刻 t_2)。一方、キャパシタ80の端子電圧は、昇圧回路16abの出力電圧6Vまで上昇して飽和する。時刻 t_3 において電力供給がOFFとなり、キャパシタ80の端子電圧は、放電によって低下し始める。ただし、内部電源電圧は、線形レギュレータによって3.3Vでクランプされているので、時刻 t_4 までは3.3Vで保持される。キャパシタ80の端子電圧が3.3Vよりも低下すると、内部電源電圧も低下し始め、時刻 t_5 において半導体素子16が動作不能となる下限電圧UVとなるが、回路が遮断されない場合は、電圧はその後も低下し続ける。時刻 t_6 において、電力供給が再びONになると、キャパシタ80の充電が始まり、以降はこの繰り返しとなる。

【0101】

内部電源電圧3.3Vが確保されている期間は、時刻 t_2 ～時刻 t_4 の期間である。例えば、時刻 t_2 ～時刻 t_3 の期間において、キャパシタ80を充電しながら、自走用駆動装置50に給電してカプセル内視鏡100を自走させ、時刻 t_3 ～時刻 t_4 の期間において、キャパシタ80に蓄積された電力を、カメラ14、照明部15、及び画像信号処理及び送信部16gに給電して、消化管内を撮影し、無線通信により外部へ画像信号を送ることができる。また、制御信号の受送信も時刻 t_3 ～時刻 t_4 の期間に行うことができる。

【0102】

なお、回路動作の安定性を考えると、キャパシタ80の端子電圧が許容下限より低下した場合であっても、受電電力計測機能やクロック発生機能は常に維持されるように、キャパシタ80の下流に逆流防止用のダイオードと補助キャパシタ(図8には図示されない)を設けて、電源バックアップすることが望ましい。

【0103】

[カプセル内視鏡検査装置]

図11には、本発明に係るカプセル内視鏡検査装置200の一実施形態を表す全体構成図が示されている。カプセル内視鏡検査装置200は、被験者Pを載せる検査台1と、カプセル内視鏡100にワイヤレス給電するために、検査台1の被験者載置部1aの下方に配置された送電アンテナ2aと、送電アンテナ2aを移動させるためのマニピュレータ3aと、被験者Pの上方に配置された送電アンテナ2bと、送電アンテナ2bを移動させるためのマニピュレータ3bと、送電アンテナに交流電力を送るための交流電源4、制御部5と、カプセル内視鏡100と無線通信するための送受信アンテナ6と、操作部7と、表示部8と、を備えることができる。

【0104】

本発明のカプセル内視鏡検査装置200において、送電アンテナ2a, 2bは、特に限

10

20

30

40

50

定されず、例えば導体が渦巻き形状に巻かれたコイル、円筒形状に巻かれたコイル等を用いることができる。カプセル内視鏡 100 の位置と姿勢は、消化管の蠕動運動によって、時々刻々と変わるため、送電アンテナのなす磁場は、様々な位置と姿勢に対応できるものが好ましい。送電アンテナ 2a, 2b を、受電コイルの円筒軸が磁場の向きと一致するように配置すると、受電効率を最大にすることができる。

【0105】

ここで、送電アンテナ 2a, 2b は、その両方を備えてもよいが、どちらか一方であってもよい。送電アンテナが 1 つであっても位置制御すれば効率よく給電できるが、送電アンテナを 2 つ用いると、磁場の強さと向きが揃った領域を拡げることができるので、給電が安定する。

10

【0106】

マニピュレータ 3a, 3b は、送電アンテナ 2a, 2b を、受電効率が最大となる位置に移動させるための手段である。

【0107】

交流電源 4 は、送電アンテナ 2a, 2b に交流電力を供給するための手段であって、周波数発生器と、直流電源と、インバータとから構成される。交流電力の周波数は、50kHz ~ 500kHz が好ましく、100kHz ~ 200kHz がより好ましく、150kHz が特に好ましい。周波数が 50kHz よりも低いと、全体の伝送効率が悪く、且つ伝送距離を大きく取ることが難しくなるため、好ましくない。また、周波数が 500kHz よりも高いと、ドライブ回路のコストが高く、ドライバの効率が悪く、且つ人体内での減衰も大きくなるため、好ましくない。

20

【0108】

また、本発明のカプセル内視鏡検査装置 200 は、必要に応じて、図示しない X 線マーカー位置検出器 9 (図 13 参照) を備えることができる。X 線マーカー位置検出器 9 は、被験者 P の腹部に X 線を照射し、カプセル内視鏡 100 に埋め込まれた X 線マーカーの透視画像を解析して、カプセル内視鏡 100 の位置と姿勢を検知することができる。この実施形態では、X 線マーカーと X 線マーカー位置検出器 9 とが、本発明における、カプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段をなしている。ただし、カプセルの位置及び姿勢を検出する検出手段としては、カプセル内視鏡 100 の送受信アンテナ 16h を介して送受信される電気信号を利用して検出する手段を採用することもできる。

30

【0109】

(システム構成例 1)

図 12 には、本発明のカプセル内視鏡検査装置のシステム構成の 1 つを表す機能ブロック図が示されている (カプセル内視鏡 100 のシステム構成は、図 8 を参照することができる)。

【0110】

このカプセル内視鏡検査装置 200a は、制御部 5 に、制御信号処理及び送信部 5a と、受電電力信号受信及び処理部 5b と、画像信号受信及び処理部 5c と、マニピュレータ制御部 5d と、記憶ディスク 5e とを備えることができる。上記制御部 5 には、送受信アンテナ 6 と、操作部 7 と、表示部 8 と、マニピュレータ 3a, 3b と、を接続することができる。

40

【0111】

操作部 7 においてキーボード、マウス、スイッチやレバーから入力された制御信号は、制御信号処理及び送信部 5a でエンコードされて、送受信アンテナ 6 から送信され、カプセル内視鏡 100 のカメラ 14、照明素子 15、薬液供給装置 40、自走用駆動装置 50、マイクロハンド装置 60 等を遠隔操作することができる。カプセル内視鏡 100 から無線通信で送られてきた画像信号は、送受信アンテナ 6 で受信され、画像信号受信及び処理部 5c で画像データにデコードされ、表示部 8 で表示するか、記憶ディスク 5e にデータ保存することができる。

【0112】

50

カプセル内視鏡 100 の受電電力の大きさを知らせる受電電力信号は、送受信アンテナ 6 で受信され、受電電力信号受信及び処理部 5 b においてデコードされ、マニピュレータ制御部 5 d に送ることができる。マニピュレータ制御部 5 d は、送電アンテナ 2 a 及び / 又は 2 b を検査台 1 に対して移動させて走査し、上記受電電力信号が所定値以上、好ましくは最大となる位置で走査を止めることができる。ここで、所定値以上とは、必要とされる受電電力以上であることを意味する。

【0113】

上記態様によれば、カプセル内視鏡が如何なる位置にあっても、受電電力が所定値以上、好ましくは最大となるように、送電アンテナを配置することができる。

【0114】

ただし、このシステム構成では、受電電力信号が最大となる給電位置を見つけるまでの走査にある程度の時間を要する。カプセル内視鏡 100 の位置は消化管の蠕動運動によっても急激には変わらないが、姿勢は頻繁に変わる可能性があり、姿勢を 90° 近く変えた場合は走査をほぼ一から始めなければならないので、効率面では次に説明する構成例 2 よりも劣る傾向がある。

【0115】

(システム構成例 2)

図 13 には、本発明のカプセル内視鏡検査装置のシステム構成のもう一つを表す、機能ブロック図が示されている(カプセル内視鏡 100 のシステム構成は、図 8 を参照することができる)。

【0116】

ただし、カプセル内視鏡 100 は、図 8 に示されたシステム構成に加え、長手方向の少なくとも 2 か所に X 線マーカーを備える。

【0117】

このカプセル内視鏡検査装置 200 b は、X 線マーカー位置検出器 9 と、送電アンテナ最適配置の計算部 5 f を加えて構成されている。

【0118】

X 線マーカー位置検出器 9 で検知した、カプセル内視鏡 100 の位置と姿勢は、アンテナ最適配置の計算部 5 f に入力され、そこで受電電力の大きさが所定値以上、好ましくは最大になる送電アンテナ 2 a , 2 b の位置が計算され、その計算結果に基づき、マニピュレータ制御部 5 d がマニピュレータ 3 a , 3 b を動かし、送電アンテナ 2 a , 2 b を最適位置に配置することができる。ここで、所定値以上とは、必要とされる受電電力以上であることを意味する。

【0119】

受電電力の大きさを知らせる信号を受信してデコードする、受電電力信号受信及び処理部 5 b は、受電状態をモニターできるように付属機能として残したが、送電アンテナ最適配置の計算部 5 f には接続されておらず、位置制御には直接的に関係していない(この形態では、受電電力信号受信及び処理部 5 b は必須のものではない)。

【0120】

上記態様によれば、X 線マーカーを利用して内視鏡の位置及び姿勢を検出し、カプセル内視鏡が如何なる位置にあっても、受電電力が所定値以上、好ましくは最大となるように、送電アンテナを配置することができるので、カプセル内視鏡が急に姿勢を変えた場合でも、無駄のない動きで、送電アンテナを移動し、必要とされる受電電力を確保して、安定した内視鏡検査を行うことができる。

【0121】

[送電アンテナ]

図 14 (a) 平面図、及び (b) 断面図には、本発明で使用する送電アンテナ 2 の一例が模式的に示されている。

【0122】

送電アンテナ 2 は、導体が平面渦巻き形状に巻かれ、中央に空所を有する円環形状をな

10

20

30

40

50

している。この送電アンテナ 2 に交流電力を通電すると、中央の空所から周囲に発散する発散磁場を形成することができる。本態様によれば、カプセル内視鏡が如何なる位置にあっても、受電コイルの円筒軸と磁力線とが平行になるように、送電アンテナを配置することができるので、効率の良い給電を行うことができる。本発明において、送電アンテナ 2 の大きさは、人体の幅と同程度が良く、外径 D_o は $200 \sim 500 \text{ mm}$ 、内径 D_i は $40 \sim 300 \text{ mm}$ 、内径と外径 D_o の比 D_i / D_o は、 $0.2 \sim 0.6$ であることが好ましい。送電アンテナ 2 に使用される導線は、特に限定されず、芯線が銅線で絶縁被覆層を有する一般的なものが使用できる。ただし、芯線どうしの間隔が狭くなり過ぎると相互干渉によって強い磁場が形成され難くなるので、 n 巻目と $(n + 1)$ 巻目の導線の線間隙間は、導線の直径を d として、 $0.2d \sim 2d$ の範囲に収まるのが好ましい。例えば、芯線が直径 1 mm の銅線で、厚い絶縁被覆層を有し、外径が 2 mm の導線を用いると、この条件を満たす。導線の巻方向は、一方に揃っていればよく、右巻きか、左巻きかは問わない。

【0123】

なお、上記送電アンテナは、平面渦巻き形状に巻かれた導線が複数層に重ねられ、複数層の導線の断面が千鳥配置されていてもよい。アンテナの巻数を増やすことによって、巻数に比例する、強い磁場を得ることができる。

【0124】

[送電アンテナによってつくられる磁場]

次に、上記アンテナ（中央に空所を有する平面渦巻き形状のアンテナ）によって形成される磁場の態様を、電磁界シミュレーション結果に基づき、具体的に説明する。

【0125】

ここでは、一例として、中央に空所を有する平面渦巻き形状の送電アンテナ（ $D_i / D_o = \text{約 } 80 \text{ mm} / \text{約 } 240 \text{ mm}$ 、巻数 = 10 回）に、印加電流 1 A を通電して形成される磁場の方向と強さを静解析によって計算したものについて説明する。

【0126】

図 15 には、上記シミュレーション結果に基づき、送電アンテナ 2 の断面図に、磁場の方向と強さがベクトル（円錐）で示されている。円錐の向きは磁場の方向を、円錐の大きさは磁場の強さを表している。

【0127】

図 16 には、上記シミュレーション結果に基づき、送電アンテナ 2 の断面図に、磁場の強さが等高線で示されている。同図において、磁場は、送電アンテナ 2 の最内周の導体の近傍で最も強く、そこから遠ざかるほど弱く、距離に応じて漸減している。

【0128】

同図の X 軸方向で見ると、送電アンテナ 2 に近接する位置 a においては、送電アンテナ 2 の内縁近傍で最も強く、中心に近づいても、外縁に近づいても漸減する。送電アンテナ 2 の上下方向に、送電アンテナ 2 から内周半径ほど離れた位置 b においては、送電アンテナ 2 の中心位置から、内縁と外縁に挟まれた円環形状の部分の中央付近まで一定で、コイル外縁に近づくにつれて漸減する。送電アンテナ 2 の上下方向に、更に離れた位置 c においては、送電コイルの中心位置で最も強く、コイル外縁に近づくにつれて漸減する。送電アンテナから少し離れた位置 b では、磁場均一性が高いという利点はあるものの、磁場強度は約 $1 / 2$ まで減衰してしまうため、給電としては好ましくない。

【0129】

このため、送電アンテナは被験者の体とできるだけ密着させて磁場強度の確保を優先し、水平方向の磁場強度の減衰に対しては、送電アンテナを水平方向に移動させて対処する方が好ましい。

【0130】

ここで図 11 に示されるように、送電アンテナが被験者載置部の下方に配置された送電アンテナ 2 a と、上方に配置された送電アンテナ 2 b とを備える場合は、カプセル内視鏡が被験者の背中に近い場合は、送電アンテナ 2 a を被験者の背中に近づけて用い、カプセル内視鏡が被験者の腹側に近い場合は、送電アンテナ 2 b を被験者の腹に軽く当接させて

用いることができるので好ましい。

【0131】

図17には、上記シミュレーション結果に基づき、送電アンテナの断面図に、磁力線が示されている。磁場は、送電アンテナ中央の空所において、下から上に湧き上がり、周囲に向かって発散するが、次第に向きを変えて、再び空所に向かって収束する、ループを描いていることが分かる。本発明のカプセル内視鏡100へのワイヤレス給電においては、受電コイル20の円筒軸が送電アンテナ2によって形成された磁場の方向と一致し、受電効率が最大となるように、送電アンテナ2を配置することが好ましい。

【0132】

図18には、垂線（Z軸）に対する磁力線の傾斜角度 β が同じ値となる空間点を結んだ等傾線が、太線で引かれている。空間は、等傾線によって、 E_L ($\beta < -105^\circ$)、 D_L ($105^\circ < \beta < -75^\circ$)、 C_L ($-75^\circ < \beta < -45^\circ$)、 B_L ($-45^\circ < \beta < -15^\circ$)、 A ($-15^\circ < \beta < 15^\circ$)、 B_R ($15^\circ < \beta < 45^\circ$)、 C_R ($45^\circ < \beta < 75^\circ$)、 D_R ($75^\circ < \beta < 105^\circ$)、 E_R ($\beta > 105^\circ$)に分類することができる。ここで定義した各空間領域とその記号は、後述する送電アンテナを最適配置する方法について説明する際に、説明を分かり易くするために用いる。

【0133】

〔送電アンテナの配置方法〕

まず、送電アンテナの配置方法について、2次元モデルを用いて、簡単に説明する。図19(a)~(d)には、検査台の被験者載置面1aに仰向けに寝かされた被験者Pと、カプセル内視鏡100と、被験者載置面1aの下に設置された送電アンテナ2aが描かれている。カプセル内視鏡100と被験者Pとの相対位置は同じであるが、カプセル内視鏡100の姿勢は各図で異なる。ここで、便宜上、被験者載置面1aに垂直なZ軸と、頭から足先に向かうX軸を設定し、紙面に垂直なY軸は考えないことにする。送電アンテナ2aがつくる磁力線は、関係する1本だけを破線で示す。

【0134】

図19(a)において、カプセル内視鏡100の円筒軸（受電コイルの円筒軸）は、Z軸と平行である。この場合は、送電アンテナ2aをカプセル内視鏡100のほぼ真下に配置して、垂直方向を向く磁力線を、カプセル内視鏡100の円筒軸に一致させることができる。図19(b)では、カプセル内視鏡100の円筒軸がZ軸に対して右側に傾いた姿勢をとっている。この場合は、送電アンテナ2aを被験者Pの頭に近い側に配置して、磁力線が右に傾いた部分を、カプセル内視鏡100の円筒軸に一致させることができる。図19(c)では、カプセル内視鏡100の円筒軸がZ軸に対して直交する姿勢をとっている。この場合は、送電アンテナ2aを被験者Pのより頭に近い側に配置して、磁力線の水平になった部分を、カプセル内視鏡100の円筒軸に一致させることができる。図19(d)では、カプセル内視鏡100の円筒軸がZ軸に対して左側に傾いた姿勢をとっている。この場合は、送電アンテナ2aを被験者Pの足に近い側に配置して、磁力線が左に傾いた部分を、カプセル内視鏡100の円筒軸に一致させることができる。

【0135】

次に、3次元において、カプセル内視鏡100の位置と姿勢に合わせて、送電アンテナを最適配置する方法について説明する。

【0136】

3次元では、被験者Pの頭頂部から足先に向かうX軸と、検査台の被験者載置面に垂直なZ軸に加えて、被験者Pの体の横幅方向にY軸を考える。カプセル内視鏡100の姿勢は、この座標系において、カプセル内視鏡100の円筒軸をXY平面に投影した投影像のX軸に対する方位角 α_c と、カプセル内視鏡100の円筒軸のZ軸に対する傾斜角 β_c とによって、特徴づけることができる。

【0137】

X線マーカー位置検出器9を備えたカプセル内視鏡検査装置200bを用いると、受電コイルの中心位置(X_c , Y_c , Z_c)、及び受電コイルの姿勢(α_c , β_c)を知るこ

10

20

30

40

50

とができる。

【0138】

図20には、送電アンテナを最適配置する方法のフロー図が示されている。

【0139】

ステップS1において、X線マーカー位置検出器9により、カプセル内視鏡100のX線マーカーの位置を検出する。X線マーカーの位置情報は、X線マーカー位置検出器9から、カプセル内視鏡検査装置の制御部5のアンテナ最適配置の計算部5fに入力することができる。

【0140】

ステップS2において、アンテナ最適配置の計算部5fは、X線マーカーの位置から、受電コイルの中心位置(X_c , Y_c , Z_c)を算出する。

10

【0141】

ステップS3において、アンテナ最適配置の計算部5fは、X線マーカーの位置から、受電コイルの傾きを算出する。カプセル内視鏡100の円筒軸と受電コイル20の円筒軸は同軸なので、以下ではカプセル内視鏡の傾きから、受電コイルの傾きが容易に求められる。受電コイルの傾きを表す角度パラメータには、 α_c と β_c の2つがある。 α_c は、受電コイルをXY平面に投影した時のX軸に対する方位角である。また、 β_c は、受電コイルのZ軸に対する傾斜角である。

【0142】

ステップS4において、アンテナ最適配置の計算部5fは、送電アンテナの目標中心位置 O' を算出する。

20

【0143】

その計算手順は以下になる。

【0144】

まず、送電アンテナの中心を受電コイルの中心(X_c , Y_c , Z_c)に重ねる第1の移動を考える。中心どうしが重なったところで、受電コイルの円筒軸と平行な面(方位角 α_c の方向)に沿って3次元空間を切断すると、その切断面には、図18に示された磁場等傾線図が適用できる。次に、磁場等傾線図を参照しながら、受電コイルの円筒軸の方向(方位角 α_c の方向)に沿って、受電コイルの円筒軸の傾き β_c と磁場の傾き β が一致するところまで送電アンテナを移動させる第2の移動を考える。送電アンテナ目標中心位置 O' (X_s , Y_s , Z_s)まで移動は、第1の移動と第2の移動を合成した移動として求めることができる。

30

【0145】

目標中心位置 O' の Z_s 座標を固定する場合は、目標中心位置 O' の X_s 座標、 Y_s 座標は一意的に決まるが、目標中心位置 O' の Z_s 座標も動かしてよい場合は、同じ β_c に対して、一意的には決まらず、条件を満たす場所が他にもでてくる。しかしながら、送電アンテナ2を被験者Pから遠ざける方向に Z_c 座標を動かすことは、磁場を弱めることになるので、好ましくなく、特別の事情がない場合は、送電アンテナ2は被験者Pにできるだけ近づけた状態で固定し、動かさないほうがよい。なお、特別の事情とは、被験者Pの体の厚みが大きく、カプセル内視鏡100が、Z軸方向に被験者載置面1aから離れることを指す。しかし、このような場合は、背中側の送電アンテナ2aではなく、腹側の送電アンテナ2bを用いることが好ましく、 Z_c 座標を含めた配置調整は、実用的にはほとんど必要ない。

40

【0146】

こうして送電アンテナの目標中心位置 O' を算出したら、ステップS5において、マニピュレータ制御部へ計算結果を送出し、マニピュレータ3a、3bによって送電アンテナ2a、2bが目標中心位置 O' に移動する。

【0147】

以下、3次元における様々な相対位置関係を想定して具体的に説明する。

【0148】

50

図 2 1 (a) には、1 つの態様における受電コイルの初期の位置と姿勢が示されている。受電コイルは、Y 軸上にあつて領域 B_L に位置し、X 軸とは平行 ($\alpha_c = 0^\circ$) に、Z 軸とは垂直 ($\beta_c = 90^\circ$) になっている。同図 (a) の状態では、受電コイルの円筒軸と磁力線とは直交し、受電コイルの内側には磁束が侵入できないので、受電電力はほとんど零である。このような場合は、計算機上で仮想的に、まず受電コイルの中心 (X_c, Y_c, Z_c) と送電アンテナの中心 (X_s, Y_s, Z_s) が重なるように、送電アンテナを Y 軸の負の方向に平行移動させる。受電コイルの軸の向きは X 軸の向きであるから、X 軸に沿って β が β_c に等しくなるまで、言い換えれば、受電コイルの位置が領域 D_R に入るように送電アンテナを移動させる。この 2 つの移動を計算機上で合成し、実際には最短距離で移動させる。図 2 1 (b) には、移動を終えた最適アンテナ位置が示されている。

10

【 0 1 4 9 】

このように、受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの軸心に直交する平面に対して平行になっている場合は、カプセル内視鏡が送電アンテナの外縁付近に位置し、かつ、受電コイルの円筒軸が送電アンテナの半径方向を向くように送電アンテナを移動させる。

【 0 1 5 0 】

図 2 2 (a) には、別の態様における受電コイルの初期の位置と姿勢が示されている。受電コイルは、X 軸上にあつて領域 C_L に位置し、Z 軸と平行 ($\beta_c = 0^\circ$) になっている。受電コイルの円筒軸と磁力線とは $-75^\circ \sim -45^\circ$ の角度をなすので、受電効率はよくない。この場合も、計算機上で仮想的に、まず受電コイルの中心 (X_c, Y_c, Z_c) と送電アンテナの中心 (X_s, Y_s, Z_s) が重なるように送電アンテナを X 軸の負の方向に平行移動させる。この例では、一回の移動で β が β_c に等しくなる領域 A にはいるので、これ以上移動させる必要はない。図 2 2 (b) には、移動を終えた最適アンテナ位置が示されている。

20

【 0 1 5 1 】

このように、受電コイルの円筒軸が送電アンテナの軸心と平行になっている場合は、カプセル内視鏡が送電アンテナの内縁よりも内側に位置するように送電アンテナを移動させる。

【 0 1 5 2 】

図 2 3 (a) には、更に別の態様における受電コイルの初期の位置と姿勢が示されている。受電コイルは、X 軸上にあつて B_L の領域に位置し、X 軸とは平行 ($\alpha_c = 0^\circ$) になっているが、Z 軸とは 45° の角度 ($\beta_c = 45^\circ$) をなしている。同図 (a) では、受電コイルの円筒軸と磁力線とは直交し、受電コイルの内側には磁束が侵入できないので、受電電力はほとんど零である。この場合も、計算機上で仮想的に、まず受電コイルの中心 (X_c, Y_c, Z_c) と送電アンテナの中心 (X_s, Y_s, Z_s) が重なるように送電アンテナを X 軸の負の方向に平行移動させる。受電コイルの軸の向きは X 軸の向きであるから、X 軸に沿って β が β_c に等しくなるまで、言い換えれば、受電コイルの位置が領域 C_R に入るように送電アンテナを移動させる。この 2 つの移動を計算機上で合成し、実際には最短距離で移動させる。図 2 3 (b) には、移動を終えた最適アンテナ位置が示されている。

30

【 0 1 5 3 】

このように、受電コイルの円筒軸が送電アンテナの軸心に直交する平面に対して傾斜している場合は、カプセル内視鏡が送電アンテナの内縁と外縁とに挟まれた円環形状部分に位置し、かつ、受電コイルの円筒軸が送電アンテナの半径方向を向くように送電アンテナを移動させる。

40

【 0 1 5 4 】

図 2 4 (a) には、更に別の態様における受電コイルの初期の位置と姿勢が示されている。受電コイルは、Y 軸上にあつて B_R の領域に位置し、X 軸とは 30° の角度 ($\alpha_c = 30^\circ$) をなし、Z 軸とは垂直 ($\beta_c = 90^\circ$) になっている。同図 (a) では、受電コイルの円筒軸と磁力線とは深い角度で交差するので、受電電力はほとんど零である。この場合も、計算機上で仮想的に、まず受電コイルの中心 (X_c, Y_c, Z_c) と送電アンテナ

50

ナの中心 (X_s , Y_s , Z_s) が重なるように送電アンテナを Y 軸の負の方向に平行移動させる。受電コイルの軸の向きは X 軸に対して 30° の角度をなす向きであるから、その向きに沿って β が β_c に等しくなるまで、言い換えれば、受電コイルの位置が領域 D_R に入るように送電アンテナを移動させる。この 2 つの移動を計算機上で合成し、実際には最短距離で移動させる。図 24 (b) には、移動を終えた最適アンテナ位置が示されている。

【0155】

このように、受電コイルの円筒軸が前記送電アンテナの軸心に直交する平面に対して平行になっている場合は、カプセル内視鏡が送電アンテナの外縁付近に位置し、かつ、受電コイルの円筒軸が送電アンテナの半径方向を向くように送電アンテナを移動させる。

10

【0156】

次に、上下 2 つの送電アンテナ 2a, 2b を用いて送電量を増すワイヤレス給電方法について説明する。

【0157】

図 25 には、カプセル内視鏡 100 が、送電アンテナ平面に対して垂直になっている姿勢に適した給電方法が示されている。送電アンテナ 2a と 2b は導線が同じ方向に巻かれ、アンテナの軸が同軸になるように配置されている。ここに同じ位相の交流電力を与えると、2 つの送電アンテナに挟まれた空間のアンテナ中央付近に、送電アンテナ平面に対して垂直方向に、均一で強い磁場を広い範囲で形成することができる。同図には、カプセル内視鏡 100 が 4 つ置かれているが、この 4 つはどれも給電効率が同程度に高く、カプセル内視鏡 100 の位置が少し変わっても受電効率が変化しない、安定した給電が可能になっている。

20

【0158】

なお、送電アンテナ 2a と 2b は導線の逆の方向に巻かれている場合は、交流電力の位相を半周期ずらして、同じ向きの磁場を形成すれば、上記と同様のことが言える。

【0159】

このように、受電コイルの円筒軸が各送電アンテナの軸心と平行になっている場合は、第 1 の送電アンテナと第 2 の送電アンテナを同軸配置として、カプセル内視鏡が、各送電アンテナの内縁よりも内側に位置するように移動させ、第 1 の送電アンテナと第 2 の送電アンテナのそれぞれの磁場が同方向になるようにワイヤレス給電すればよい。

30

【0160】

図 26 には、カプセル内視鏡 100 が、送電アンテナ平面に対して平行になっている姿勢に適した給電方法が示されている。送電アンテナ 2a と 2b は導線が同じ方向に巻かれ、アンテナの軸が同軸になるように配置されている。ここに位相を半周期ずらした交流電力を与えると、2 つの送電アンテナに挟まれた空間のアンテナの円環部分の上に、送電アンテナ平面と平行な、均一で強い磁場を広い範囲で形成することができる。同図には、カプセル内視鏡 100 が 4 つ置かれているが、この 4 つはどれも給電効率が同程度に高く、カプセル内視鏡 100 の位置が少し変わっても受電効率が変化しない、安定した給電が可能になっている。

【0161】

なお、送電アンテナ 2a と 2b は導線が逆の方向に巻かれている場合は、交流電力の位相を同じにして、逆向きの磁場を形成すれば、上記と同様のことが言える。

40

【0162】

このように、受電コイルの円筒軸が各送電アンテナの軸心に直交する平面に対して平行になっている場合は、第 1 の送電アンテナと第 2 の送電アンテナを同軸配置として、カプセル内視鏡が、各送電アンテナの内縁と外縁とに挟まれた円環形状の部分に位置するように移動させ、第 1 の送電アンテナと第 2 の送電アンテナのそれぞれの磁場が逆方向になるようにワイヤレス給電すればよい。

【0163】

図 27 には、カプセル内視鏡 100 が、送電アンテナ平面に対して傾斜している姿勢に

50

適した給電方法が示されている。送電アンテナ 2 a と 2 b は、導線が同じ方向に巻かれ、前記第 1 の送電アンテナと前記第 2 の送電アンテナの中央の空所の一部が互いに重なるようにずらした配置になっている。図では内径 D_i の $1/2$ ずらした配置になっている。ここに位相を半周期ずらした交流電力を与えると、2 つの送電アンテナに挟まれた空間のアンテナの円環部分の上に、送電アンテナ平面に対して傾斜した、均一で強い磁場を広い範囲で形成することができる。

【0164】

なお、送電アンテナ 2 a と 2 b は導線の逆の方向に巻かれている場合は、同じ位相の交流電力を与えて、逆向きの磁場を形成すれば、上記と同様のことが言える。

【0165】

このように、受電コイルの円筒軸が各送電アンテナの軸心に直交する平面に対して傾斜している場合は、各送電アンテナの磁場の方向が、受電コイルの円筒軸と同じ向きに傾向くように、第 1 の送電アンテナと第 2 の送電アンテナの中央の空所の一部が互いに重なるようにずらして、第 1 の送電アンテナと第 2 の送電アンテナのそれぞれの磁場が逆方向になるようにワイヤレス給電すればよい。

【0166】

図 28 には、カプセル内視鏡 100 が、送電アンテナ平面に対して傾斜している姿勢に適したもう一つの給電方法が示されている。送電アンテナ 2 a と 2 b は、導線が同じ方向に巻かれ、前記第 1 の送電アンテナと前記第 2 の送電アンテナの中央の空所が互いに重ならないようにずらした配置になっている。図では、外径 D_o の $1/2$ よりも大きくずらされて、中央部はもう一方の円環部外縁より外に配置されている。ここに同じ位相の交流電力を与えると、2 つの送電アンテナに挟まれた空間のアンテナの円環部分の上に、送電アンテナ平面に対して傾斜した、均一で強い磁場を広い範囲で形成することができる。

【0167】

なお、送電アンテナ 2 a と 2 b は導線の逆の方向に巻かれている場合は、交流電力の位相を半周期ずらして、同じ向きの磁場を形成すれば、上記と同様のことが言える。

【実施例】

【0168】

実施例では、受電コイル及び磁性体の構成と、受電効率との関係について、評価データに基づき詳細に説明する。

【0169】

[実施例 1]

図 4 に示されたカプセル内視鏡 100 c (外装コイル型)において、カプセル胴部 13 c の肉厚 (d_0) を 1.0 mm、凹部 13 c 1 での肉厚 (d_1) を 0.3 mm、磁性体 30 b の比透磁率を 130、磁性体 30 c の肉厚 (d_2) を 0.2 mm、外径 0.15 mm のエナメル線を 2 層に巻き回した受電コイル 20 c の肉厚 (d_3) を 0.3 mm、受電コイル 20 c のコイル長 (l) を 5 mm とした。

【0170】

[実施例 2]

受電コイル 20 c のコイル長 (l) を 4 mm とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0171】

[実施例 3]

受電コイル 20 c のコイル長 (l) を 6.5 mm とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0172】

[実施例 4]

磁性体 30 c の肉厚 (d_2) を 0.15 mm とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0173】

10

20

30

40

50

【実施例 5】

磁性体 30c の肉厚 (d_2) を 0.3 mm とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0174】

【実施例 6】

磁性体 30c の比透磁率を 30 とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0175】

【実施例 7】

磁性体 30c の比透磁率を 100 とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0176】

【実施例 8】

磁性体 30c の比透磁率を 200 とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0177】

【実施例 9】

磁性体 30c の比透磁率を 1000 とし、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0178】

【実施例 10】

図 1 に示されたカプセル内視鏡 100a (内蔵コイル型) を試料とした。磁性体の 30a の比透磁率を 100 とし、磁性体の 30a の肉厚を 0.2 mm とした。受電コイル 20a の肉厚を 0.3 mm とし、受電コイル 20a のコイル長を 10.0 mm とした。

【0179】

【比較例 1】

図 2 に示されたカプセル内視鏡 100c (外装コイル型) において、磁性体 30c は配置せず、その他は実施例 1 の構成にしたがった。

【0180】

【試験 1】

試験 1 では、LCR メータを用いて、実施例 1 ~ 3 と実施例 10 のインダクタンス、抵抗、インピーダンス、Q 値を周波数 200 kHz で測定した。

【0181】

表 1 に示されるように、実施例 10 の内蔵コイル型と、実施例 1 の外装コイル型のコイル長 4 mm とは、ほぼ同等のコイルの性能であると言える。外装コイル型同士の比較では、コイル長 (l) を長くするほど Q 値が大きくなり、コイル性能が向上した。

【0182】

【表 1】

	コイル長 l (mm)			
	内蔵型	外装型		
		4	5	6.5
L(mH): インダクタンス	0.0413	0.0426	0.0673	0.0895
R(Ω): 抵抗	1.659	1.737	2.285	2.545
Z(Ω): インピーダンス	51.88	53.578	84.64	112.47
Q 値	31.26	30.85	37.07	44.24

【0183】

[試験 2]

試験 2 では、外装コイル型の実施例 1 , 4 , 5 と、磁性体 3 0 c をもたない比較例 1 について、誘導起電力の大きさを、比較例 1 の結果を 1 とする電圧値の比として相対比較した。図 2 9 によれば、筒型の磁性体 3 0 c の肉厚を厚くするほど誘導起電力は大きくなるが、その効果は肉厚 0 . 2 mm 以上でほぼ飽和した。

【 0 1 8 4 】

[試験 3]

試験 3 では、外装コイル型の実施例 1 , 6 ~ 9 と、磁性体 3 0 c をもたない比較例 1 について、誘導起電力の大きさを、比較例 1 の結果を 1 とする電圧値の比として相対比較した。図 3 0 によれば、筒型の磁性体 3 0 c の透磁率を大きくするほど誘導起電力は大きくなるが、その効果は透磁率 1 3 0 以上でほぼ飽和した。

10

【 符号の説明 】

【 0 1 8 5 】

1 : 検査台

1 a : 検査台の被験者載置面

2 , 2 a , 2 b : 送電アンテナ

3 a , 3 b : マニピュレータ

4 : 交流電源

5 : 制御部

6 : 送受信アンテナ

20

7 : 操作部

8 : 表示部

9 : X 線マーカー位置検出器

1 1 a , 1 1 b , 1 1 c , 1 1 d : カプセル

1 2 : 先端カバー

1 3 a , 1 3 b , 1 3 c , 1 3 d : カプセル胴部

1 3 c 1 : カプセル胴部の外周部に沿って形成された環状の凹部

1 3 d 1 : カプセル胴部の球殻部に沿って形成された環状の凹部

1 4 : カメラ

1 5 : 照明素子

30

1 6 : 半導体素子

1 7 , 1 8 a , 1 8 b : 電子回路基板

1 9 : 隔壁

2 0 , 2 0 a , 2 0 b , 2 0 c , 2 0 d : 受電コイル

2 1 : 被覆導線

2 2 c 1 , 2 2 c 2 , 2 2 d 1 , 2 2 d 2 : カプセル胴部に穿設された貫通孔

2 3 c , 2 3 d : 受電コイルを被覆する被覆層

2 4 : キャップ

2 5 : 共振容量

3 0 a , 3 0 b , 3 0 c , 3 0 d : 磁性体

40

4 0 a , 4 0 c : 薬液供給装置

4 1 a , 4 1 c : 薬液タンク

4 2 : 薬液吸入管

4 3 : 電動の弁又はポンプ

4 4 : 薬液放出開口

5 0 : 自走用駆動装置

6 0 : マイクロハンド装置

6 1 : 形状記憶ばね

6 2 : セラミックヒーター

6 3 : はさみ

50

64 : ばね

70 : X線マーカー

80 : キャパシタ

90 : 振動子

100, 100a, 100b, 100c, 100d : カプセル内視鏡

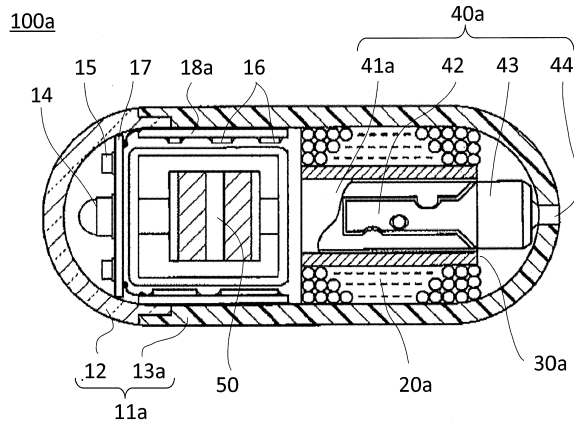
200, 200a, 200b : カプセル内視鏡検査装置

P : 被験者

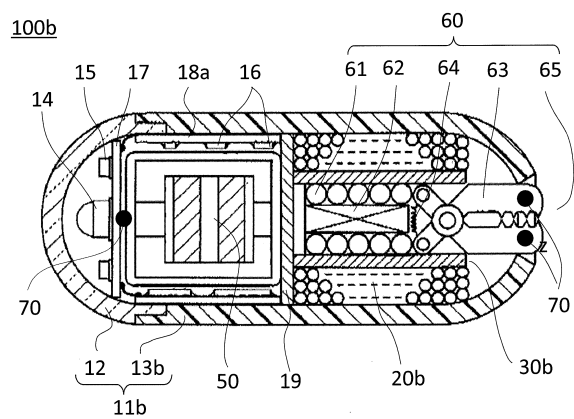
Q : 管状器官

R : 標本

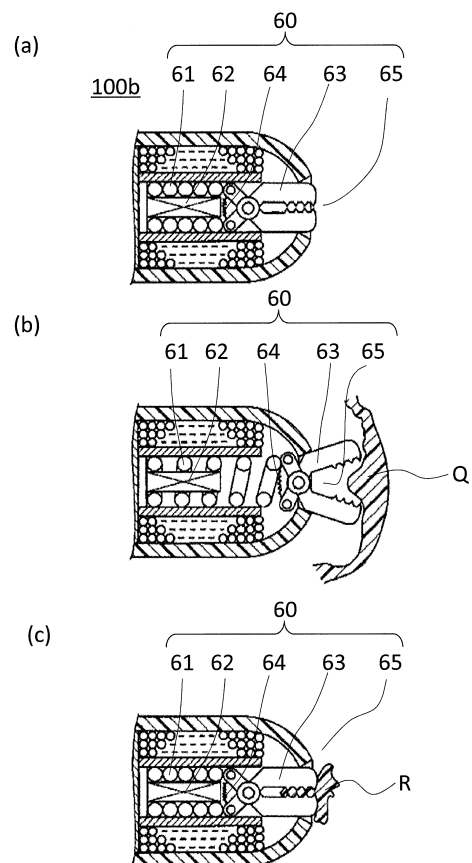
【図1】



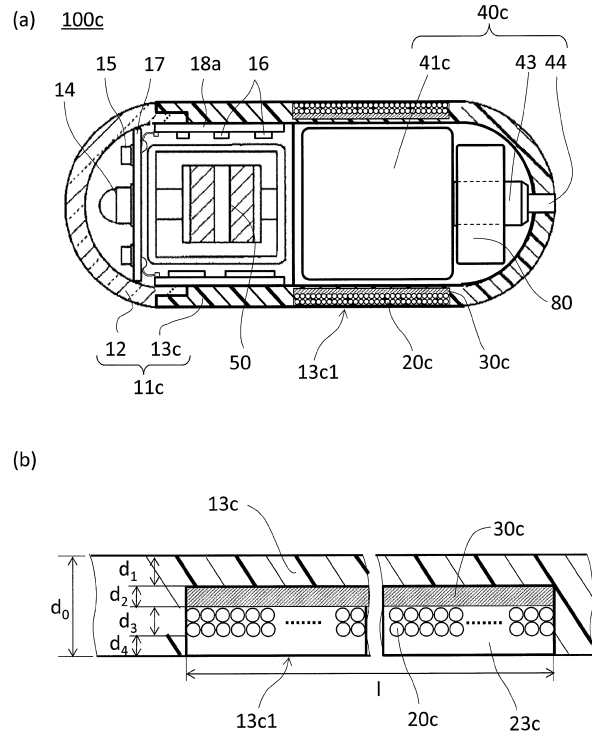
【図2】



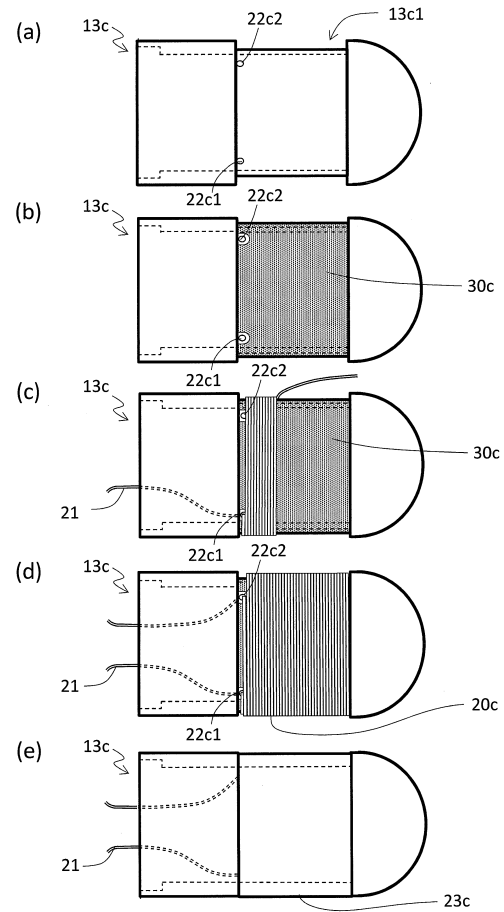
【図3】



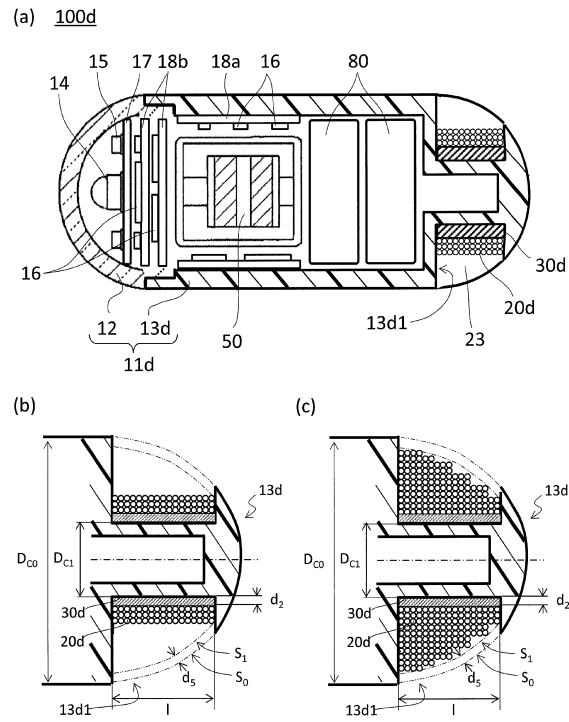
【図 4】



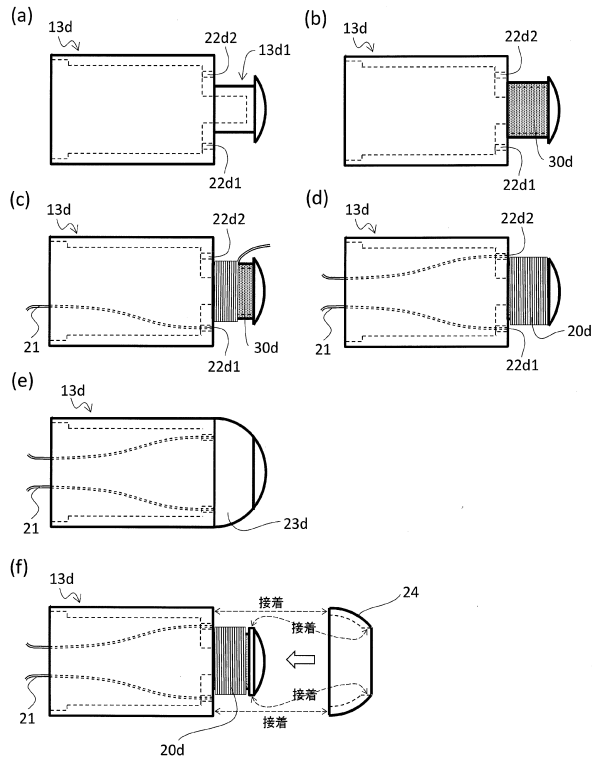
【図 5】



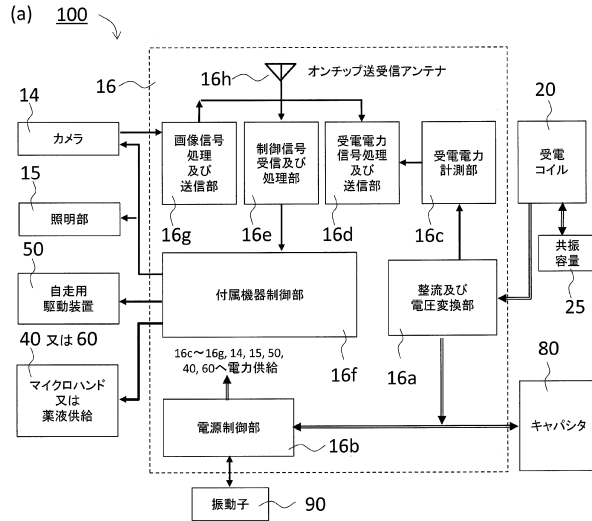
【図 6】



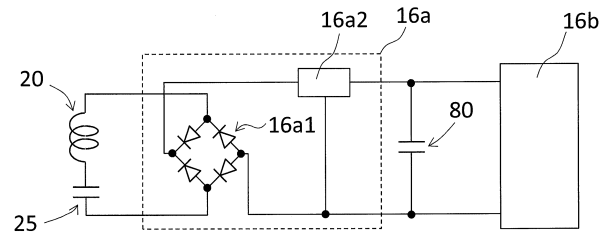
【図 7】



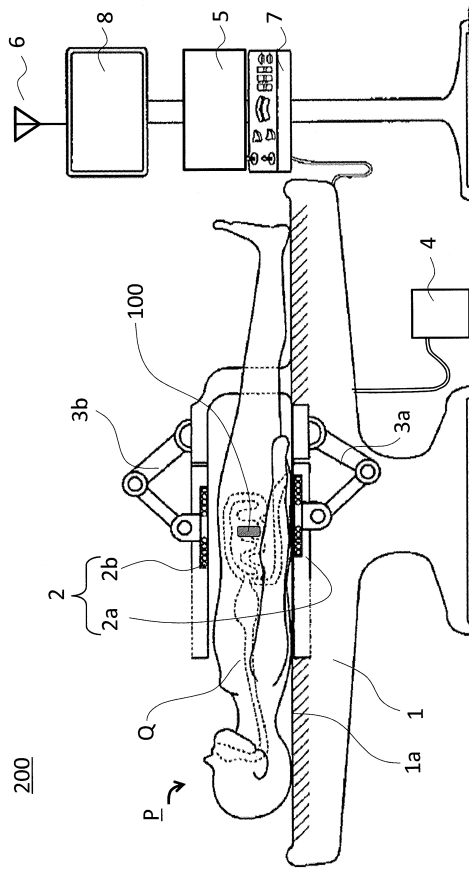
【図 8】



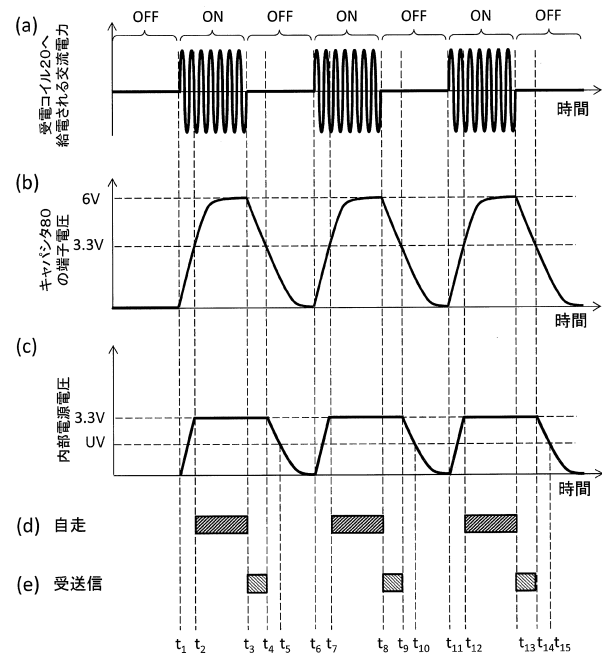
【図 9】



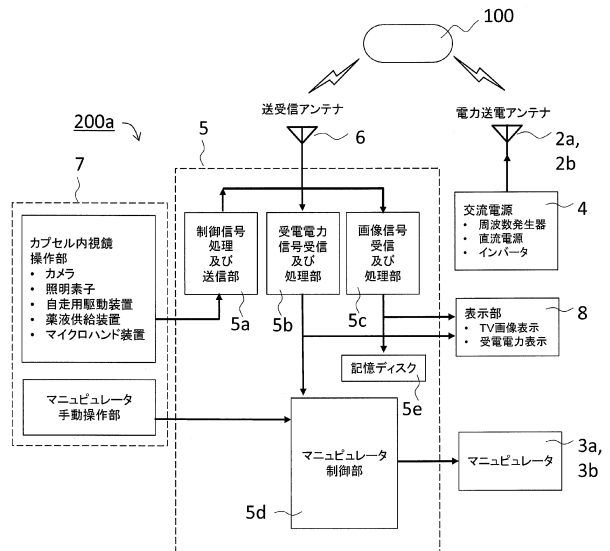
【図 11】



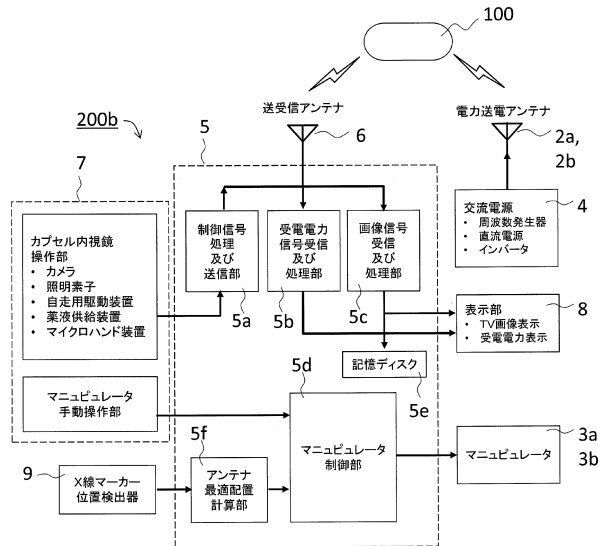
【図 10】



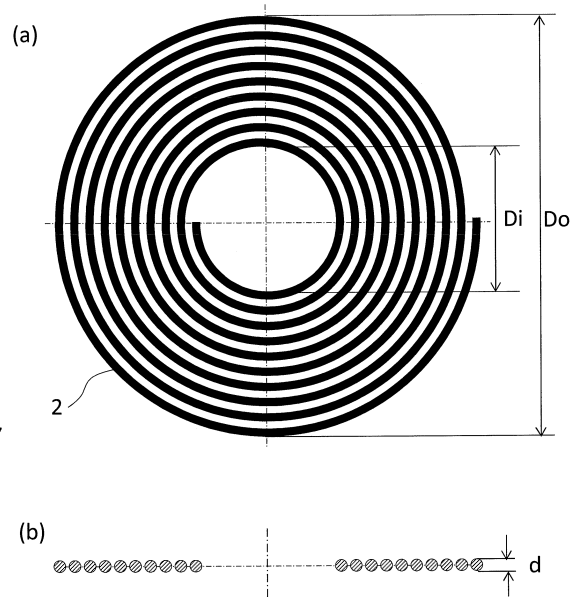
【図 12】



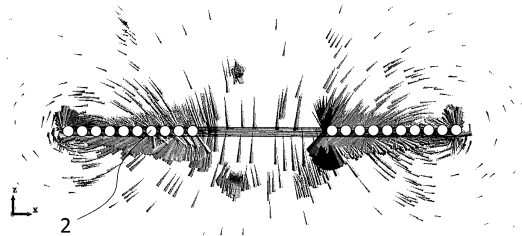
【図 13】



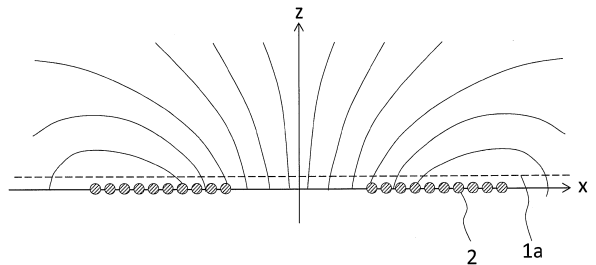
【図 14】



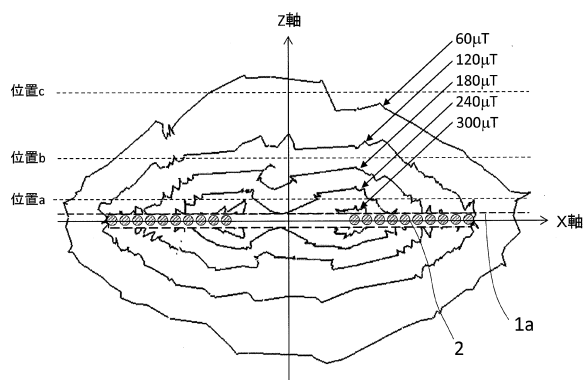
【図 15】



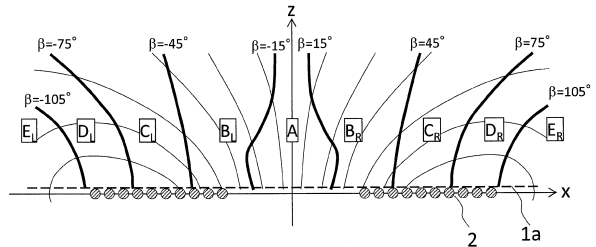
【図 17】



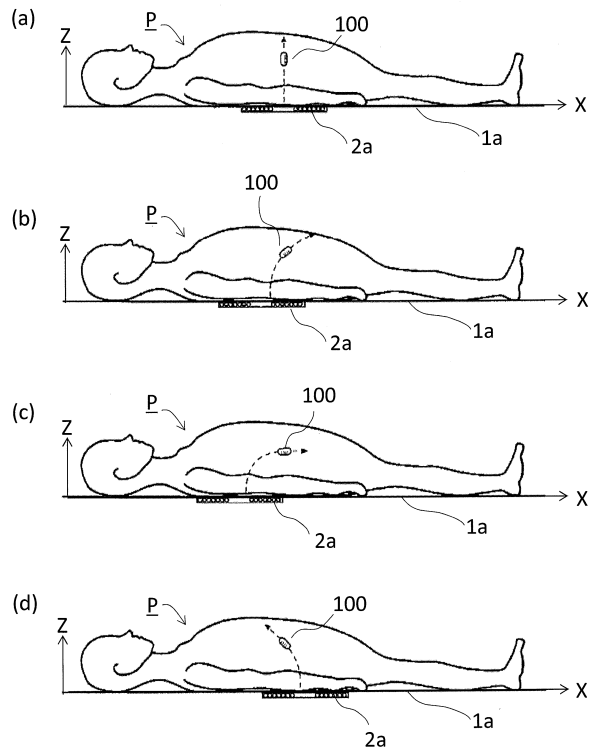
【図 16】



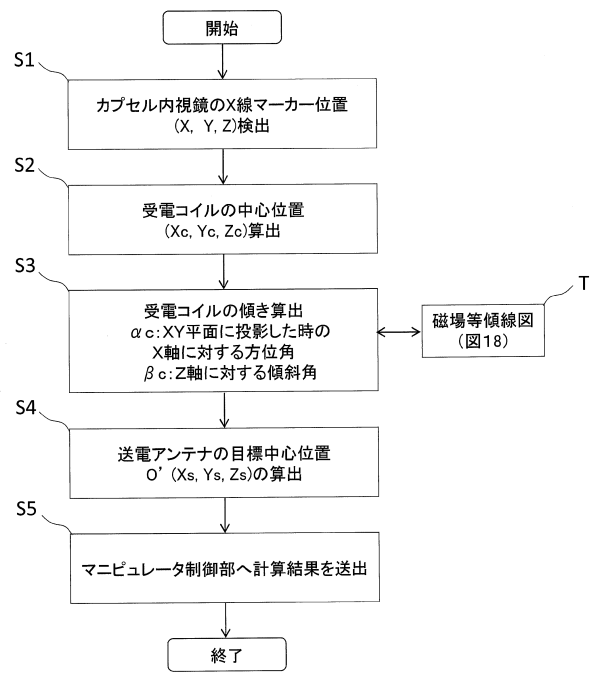
【図 18】



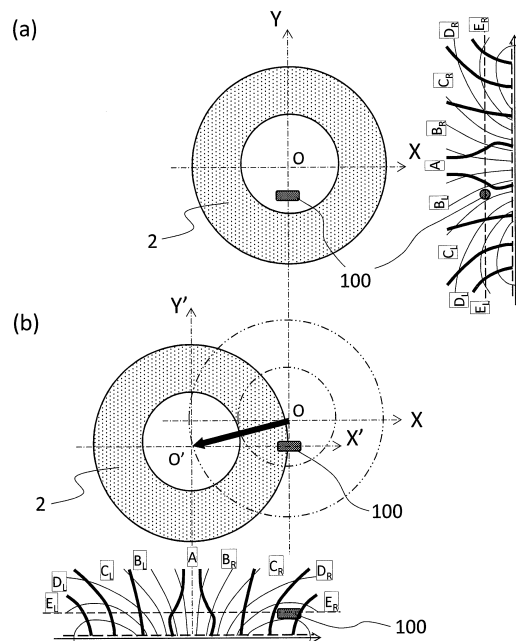
【図 19】



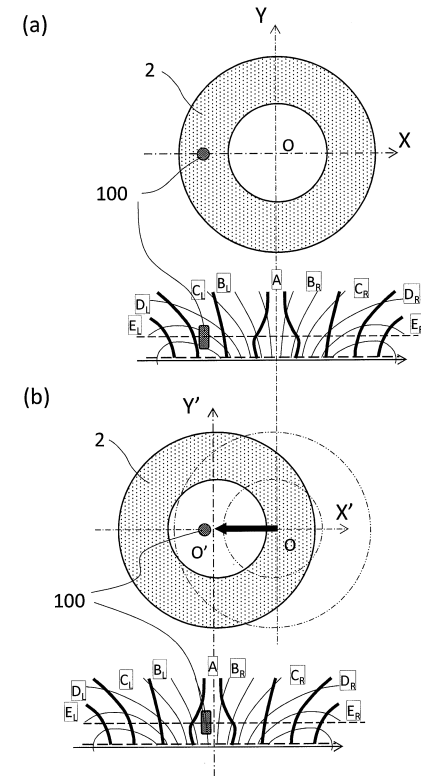
【図 20】



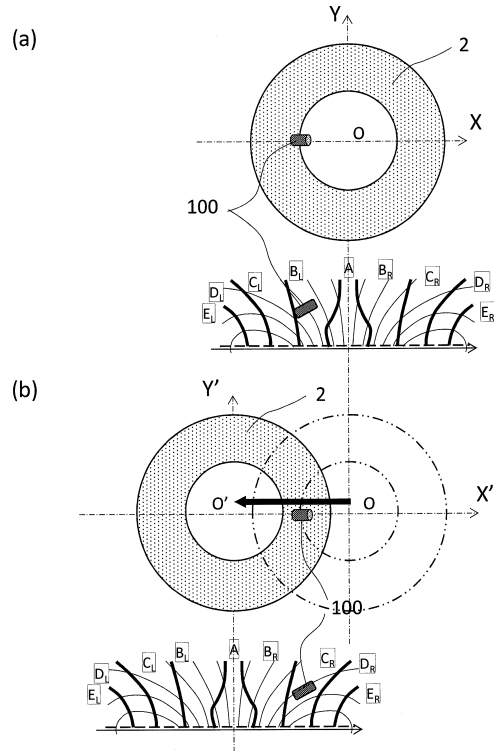
【図 21】



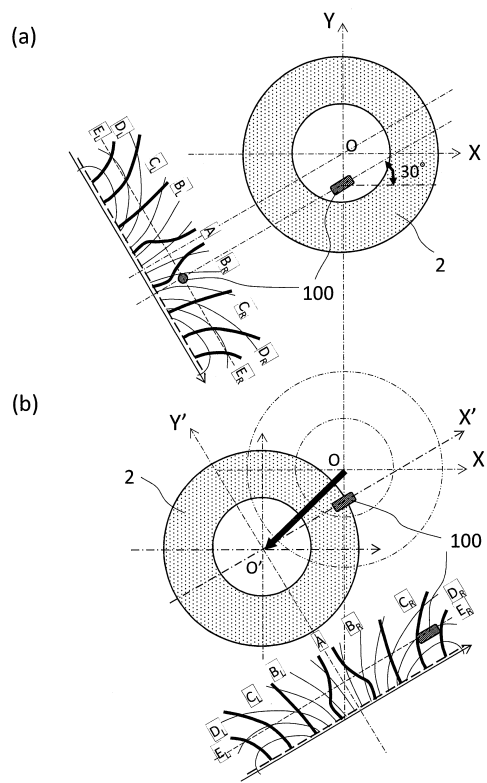
【図 22】



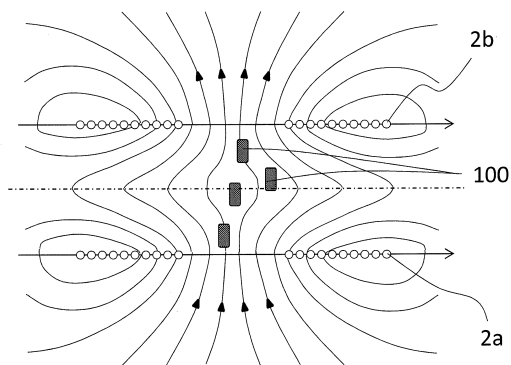
【図 2 3】



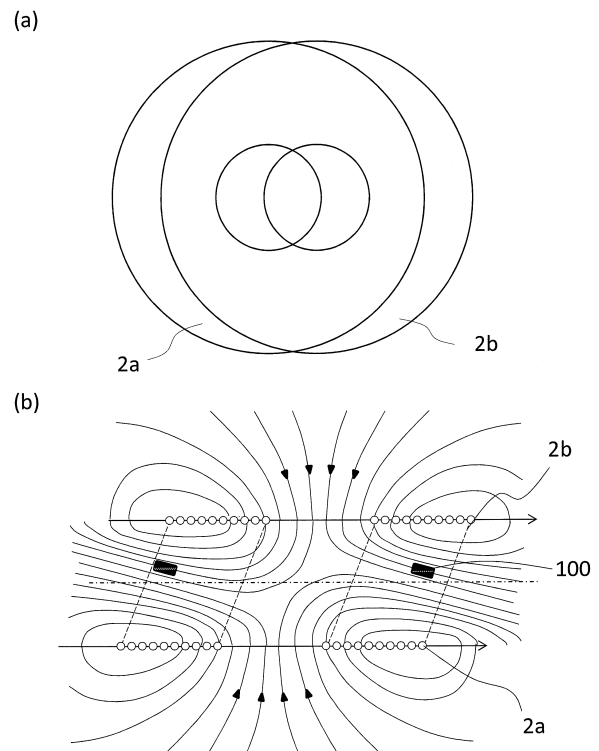
【図 2 4】



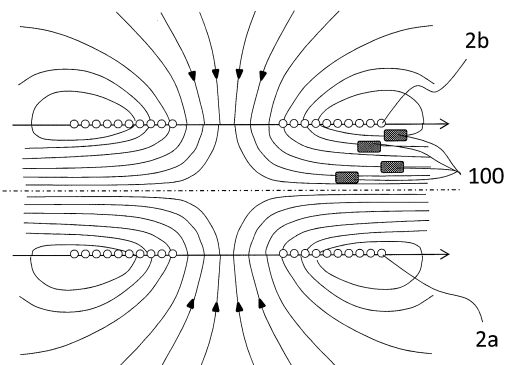
【図 2 5】



【図 2 7】

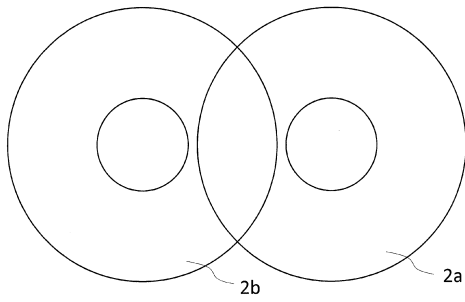


【図 2 6】

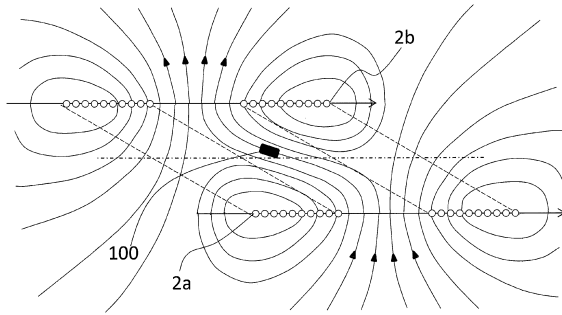


【図 28】

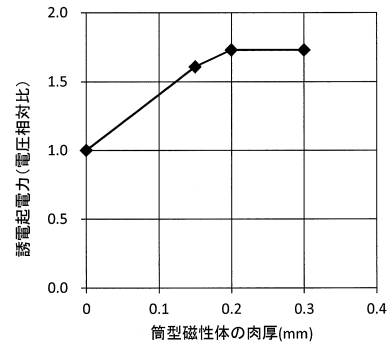
(a)



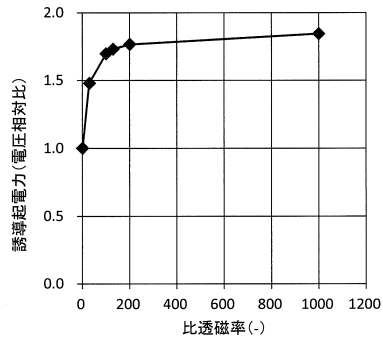
(b)



【図 29】



【図 30】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I		
	A 6 1 B	1/015	5 1 1
	A 6 1 B	1/00	6 2 0
	A 6 1 B	1/00	6 5 0
	A 6 1 B	10/06	
	A 6 1 B	10/02	1 6 0
	A 6 1 B	5/07	

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 特開2005-130943(JP,A)
 特開2006-149687(JP,A)
 特開2010-110432(JP,A)
 特開2004-344256(JP,A)
 特開2006-149685(JP,A)
 特開2009-240756(JP,A)
 国際公開第2014/014062(WO,A1)
 特開2008-283792(JP,A)
 特開2010-088151(JP,A)
 特開2006-149689(JP,A)
 特開2013-111255(JP,A)
 米国特許出願公開第2014/0357949(US,A1)
 米国特許出願公開第2011/0301497(US,A1)
 嶋田隼人 他,消化管内走行カプセル用生体採取機構の研究(第2報),2013年度精密工学会春季
 大会学術講演会 講演論文集,2013年,pp.145-146

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
 G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
 H 0 2 J 5 0 / 0 0 - 5 0 / 9 0
 J M E D P l u s (J D r e a m I I I)
 J S T P l u s (J D r e a m I I I)
 J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)

专利名称(译)	胶囊内窥镜检查装置		
公开(公告)号	JP6351756B2	公开(公告)日	2018-07-04
申请号	JP2016564884	申请日	2015-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	加藤泉有限公司 国立大学法人九州工业大学		
申请(专利权)人(译)	株式会社パイオラックス 国立大学法人九州工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社パイオラックス 国立大学法人九州工业大学		
[标]发明人	木村俊広 伊藤高廣		
发明人	木村 俊広 伊藤 高廣		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/015 A61B10/06 A61B10/02 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00029 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/062 A61B5/073 A61B6/12 H01F38/14 H02J7/00034 H02J50/10 H04N2005/2255 A61B1/00147 A61B1/06 H04N5/2256		
FI分类号	A61B1/00.683 A61B1/00.C A61B1/00.682 A61B1/00.610 A61B1/00.713 A61B1/015.511 A61B1/00.620 A61B1/00.650 A61B10/06 A61B10/02.160 A61B5/07		
代理人(译)	松井 茂		
审查员(译)	田中洋介		
优先权	2014256653 2014-12-18 JP 2015182501 2015-09-16 JP		
其他公开文献	JPWO2016098818A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种胶囊型内窥镜，其具有高的电力接收效率并且有效地利用了受电线圈的空间，并且具有多功能性，并且即使当胶囊型内窥镜的位置和姿势改变时也能够有效地供电一种胶囊型内窥镜检查装置和使用该胶囊型内窥镜检查装置的高效无线供电方法。一种圆柱形接收线圈，用于经由磁通量从外部功率发射天线接收电力;用于容纳这些部件的圆柱形胶囊和用于检测位置和姿势的X射线标记，其中磁性材料沿着受电线圈的内周设置，自推进驱动装置其中，所述自推进驱动装置包括电磁体和永磁体，并且所述自推进驱动装置驱动所述受电线圈，使得所述永磁体不沿着所述胶囊的圆柱轴方向进入所述受电线圈的内部在使用了串联配置的胶囊型内窥镜100的内窥镜检查装置200中，由检测单元检测胶囊型内窥镜100的位置和姿势，在接收功率最大时，移动送电线2a和2b。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6351756号 (P6351756)
(45) 発行日 平成30年7月4日 (2018. 7. 4)	(24) 登録日 平成30年6月15日 (2018. 6. 15)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 1/015 (2006. 01) A 6 1 B 10/06 (2006. 01) A 6 1 B 10/02 (2006. 01) A 6 1 B 5/07 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/00 6 8 3 A 6 1 B 1/00 C A 6 1 B 1/00 6 8 2 A 6 1 B 1/00 6 1 0 A 6 1 B 1/00 7 1 3	請求項の数 3 (全 35 頁) 最終頁に続く
(21) 出願番号 特願2016-564884 (P2016-564884) (86) (22) 出願日 平成27年12月16日 (2015. 12. 16) (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/085249 (87) 国際公開番号 W02016/098818 (87) 国際公開日 平成28年6月23日 (2016. 6. 23) 審査請求日 平成29年5月19日 (2017. 5. 19) (31) 優先権主張番号 特願2014-256653 (P2014-256653) (32) 優先日 平成26年12月18日 (2014. 12. 18) (31) 優先権主張国 日本国 (JP) (31) 優先権主張番号 特願2015-182501 (P2015-182501) (32) 優先日 平成27年9月16日 (2015. 9. 16) (32) 優先権主張国 日本国 (JP)	(73) 特許権者 000124096 株式会社パイオラックス 神奈川県横浜市保土ヶ谷区岩井町 5 1 番地 (73) 特許権者 504174135 国立大学法人九州工業大学 福岡県北九州市戸畑区仙水町 1 番 1 号 (74) 代理人 100086689 弁理士 松井 茂 (72) 発明者 木村 俊広 神奈川県横浜市保土ヶ谷区岩井町 5 1 株 式会社パイオラックス内 (72) 発明者 伊藤 高廣 福岡県北九州市戸畑区仙水町 1 番 1 号 国 立大学法人九州工業大学内	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡検査装置		