

(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2009-125099

(P2009-125099A)

(43) 公開日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(51) Int.Cl.	F 1	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
H 0 2 J 17/00 (2006.01)	H 0 2 J 17/00 B	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-299887 (P2007-299887)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成19年11月19日 (2007.11.19)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(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
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	佐藤 憲
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	塩谷 浩一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C038 CC03 CC07 CC08 CC09
			最終頁に続く

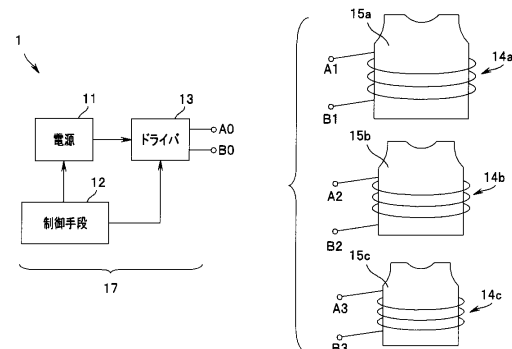
(54) 【発明の名称】 無線給電システム

(57) 【要約】

【課題】被検者90の内部に導入されて被検者内情報を取得するカプセル型内視鏡50に対して、被検者90の外部から効率的な送電をする無線給電システム1を提供する。

【解決手段】被検者90を被覆する複数の異なるサイズの着衣15a、15b、15cに配設された、それぞれの送電コイル14a、14b、14cを備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部に導入されて前記被検体の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検体の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、

前記被検体を被覆する複数の異なるサイズの着衣のそれぞれに配設された、それぞれの前記送電アンテナを備えることを特徴とする無線給電システム。

【請求項 2】

前記被検体が着用した前記着衣のサイズを判別する判別手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の無線給電システム。

【請求項 3】

前記判別手段による判別情報に基づき、前記送電アンテナの駆動を制御する制御手段を有することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の無線給電システム。

【請求項 4】

前記送電アンテナが、コイルであ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システム。

【請求項 5】

前記送電アンテナが、前記送電アンテナと接続されたコンデンサと共振回路を形成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システム。

【請求項 6】

前記カプセル型医療機器が、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の無線給電システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入されたカプセル型医療機器、たと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システムに関する。

【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、診断または治療等のために被検体に飲み込まれた後、被検体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。

【0003】

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体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電され、メモリに蓄積される。被検体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、被検体は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの観察期間、不自由を被ることなく行動も可能になる。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、たとえば特開 2001-231186 号公報に示すものがある。この電力送電システムでは、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間、被検者外部からラジオカプセルに電力を送電することにより、ラジオカプセルに電力を供給する。このシステムでは、外部装置に電力送電用アンテナを、ラジオカプセル内部に電力受信アンテナを、それぞれ設け、外部装置から送電用アンテナおよび受信用アンテナを介してラジオカプセルに電力を供給して、被検者内に長時間留置されたラジオカプセルの観察動作を可能にしている。

【0005】

10

20

30

40

50

ここで、図 10 および図 11 は、特開 2001-231186 号公報に開示された電力送電システムを説明するための説明図であり、図 10 および図 11 は、ベスト型の体外ユニットの概略外観図である。すなわち、図 10 において、体外ユニット 110 は被検者が装着するベスト型からなっており、被検者に対して正面（図 10（A））には、複数の受信アンテナ 111 を配置した受信アンテナアレイ 112、受信モジュール 113、体外ユニット 110 から着脱可能なメモリ 114 および電源 115 が設けられている。また、被検者に対して背面の内側（図 10（B））には、背面中央部を覆うようにして 1 個の電力送電アンテナ 129 が配設されている。また、特開 2001-231186 号公報には、図 11 に示した、電力送電アンテナ 130 が複数の電力送電アンテナ 129 から構成されているベスト型の体外ユニットも開示されている。

10

【0006】

しかしながら、被検者の体格は、年齢、性別、個人差等により様々である。このため、ベスト型の体外ユニットに対して、被検者が大きい場合には、被検者は着用することができず、体内のカプセル型医療機器に送電することができない。反対に、ベスト型の体外ユニットに対して、被検者が小さい場合には、電力送電アンテナから体内のカプセル型医療機器までの距離が無駄に長くなり、送電の効率が悪い。すなわち、被検体の体格を考慮していない無線給電システムでは効率的な送電ができない場合があった。

【0007】

さらには、体格に合っていないベスト型の体外ユニットを着用した場合には、被検体は動きにくい等の身体的な負担が増加する。例えば、ベスト型の体外ユニットが被検体の体格に対して小さい場合には被検体は窮屈であり、逆に、大きい場合には被検体は着衣が邪魔になり身動きが、とりにくい。

20

【特許文献 1】特開 2001-231186 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

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、被検体の外部から効率的な送電をする無線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】

30

【0009】

上記目的を達成すべく、本発明の無線給電システムは、被検体の内部に導入されて前記被検体の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検体の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記被検体を被覆する複数の異なるサイズの着衣のそれぞれに配設された、それぞれの前記送電アンテナを備える。

【発明の効果】

【0010】

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、被検体の外部から効率的な送電をする無線給電システムを提供するものである。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

< 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システム 1 について説明する。

図 1 は、本実施の形態にかかる無線給電システム 1 の全体の概要を示す概要図であり、図 2 は、カプセル型内視鏡 50 の構造の概要を説明するための側面図である。図 1 に示すように、無線給電システム 1 は、被検体である被検者 90 の着衣 15（図 3 参照）に配設された外部の送電アンテナである送電コイル 14 に駆動手段 17 から交流電流を印加することで、被検体である被検者 90 の内部に導入されたカプセル型医療機器であるカプセル

50

型内視鏡 50 に、電磁誘導により電力を供給する。なお、送電コイル 14 の端部端子と、駆動手段 17 の端部端子とは、接続端子 A および B で接続されている。

【0012】

ここで、送電コイル 14 の駆動は 2 種類の制御により可能である。第 1 の駆動制御方法は駆動電流、すなわち送電コイル 14 に印加する電流値を制御する方法で、第 2 の駆動制御方法は駆動周波数、すなわち送電コイル 14 に印加する電流の周波数を制御する方法である。送電コイル 14 に印加する交流電流の電流を高くする、あるいは周波数を高くすることで、カプセル型内視鏡 50 に、より多くの電力を供給することができる。第 1 の駆動制御方法と第 2 の駆動制御方法は、それぞれ単独で用いても良いし、併用してもよい。そして、駆動手段 17 に接続された着衣 15 のサイズ、すなわち送電コイル 14 に応じて、送電コイル 14 の駆動、すなわち送電コイル 14 に印加する交流電流が制御される。

10

【0013】

次に、図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 50 は、被検者 90 の体腔内に導入可能な細長いカプセル型筐体 51 内に内蔵されている一端方向の撮影が可能な撮像部 52 等を備えるカプセル型内視鏡である。カプセル型内視鏡 50 は、被検者 90 の口腔から体内に飲み込み可能な大きさのものであり、略半球状で透明性あるいは透光性を有する先端カバー 51a と、可視光が不透過な有色材質からなる一端が半球状の筒形状の胴部カバー 51c とを弾性的に嵌合させることで、内部を液密に封止するカプセル型筐体 51 を形成している。

【0014】

カプセル型筐体 51 内には、撮像部 52、画像処理部 53、情報伝達部 54、電源部 55 および電力を受電する受電コイル 56 および制御部（不図示）等が内蔵されている。

20

【0015】

撮像部 52 は、カプセル型筐体 51 内にあって、体腔内撮像部位を先端カバー 51a 部分を介して照明するための照明光を出射する LED などの照明部 58 と、照明光による反射光を受光して体腔内撮像部位を撮像する CCD や CMOS などの撮像素子 59 と、この撮像素子 59 に被写体の像を結像させる結像レンズ 57 とを備え、先端カバー 51a 側なる前端部方向の撮影が可能とされている。画像処理部 53 は撮像した画像を処理し、情報伝達部 54 は撮像した画像を体外に無線で送電する機能を有している。なお、電源部 55 は受電した電力を一時的に貯蔵しておく二次電池を有していてもよい。

30

【0016】

受電コイル 56 は、導電線を巻回した所定のターン数のソレノイド型コイルであり、細長いカプセル型筐体 51 の胴部内に、コイルの軸がカプセルの長手方向となるように配設されている。なお、受電コイル 56 は細長いカプセル型筐体 51 の一部に巻回されていてもよいし、内部に軟磁性コアを有していてもよいし、あるいはカプセル型筐体 51 の外側に巻回されていてもよい。送電コイル 14 により発生した交流磁界が、受電コイル 56 を鎖交することで、受電コイル 56 に誘導起電力が発生する。また、カプセル型内視鏡 50 では、たとえば送電用信号に重畳された各種制御信号に基づいて、上述した LED や CCD などの駆動を制御している。

【0017】

次に、図 3 を用いて第 1 の実施の形態の無線給電システム 1 について説明する。図 3 は本実施の形態の無線給電システム 1 の構成を説明するための説明図である。

40

【0018】

図 3 に示すように、本実施の形態の無線給電システム 1 は、送電コイル 14 の駆動手段 17 と、それぞれの送電コイル 14a、14b、14c が配設された被検者 90 を被覆する複数の異なるサイズの着衣 15a、15b、15c とを備える。なお、以下、送電コイル 14a、14b、14c のそれぞれを指すときは、送電コイル 14 といい、着衣 15a、15b、15c のそれぞれを指すときは、着衣 15 という。駆動手段 17 は、電源 11 と、送電コイル 14 を駆動する交流電流を発生するドライバ 13 と、電源 11 およびドライバ 13 の制御を行う制御手段 12 とから構成されている。

50

【0019】

図3に示すように、無線給電システム1の送電アンテナは、ソレノイドコイルからなり、着衣15に巻回配置されている。無線給電システム1は、複数の異なるサイズの着衣15として、大きなサイズの着衣15aと、普通のサイズの着衣15bと、小さなサイズの着衣15cの3種類を備える。そして、着衣15aには、端子A1およびB1を有する送電コイル14aが配設されており、着衣15bには、端子A2およびB2を有する送電コイル14bが配設されており、着衣15cには、端子A3およびB3を有する送電コイル14cが配設されている。

【0020】

なお、送電アンテナとしてソレノイド型の送電コイル14を図示したが、ヘルムホルツ型コイルや、平面巻コイル等の交流磁界を発生することができる送電アンテナであれば、その形態および磁界発生原理は問題とはならず、本実施の形態の無線給電システム1に用いることができる。また、着衣15に配設する送電アンテナの数は1個に限らず、複数でも良く、例えば、複数の送電アンテナをアレイ状に配設してもよい。この場合には、複数の送電アンテナは、全ての送電アンテナを同時に駆動してもよいし、選択した1個あるいは2個以上の送電アンテナのみを駆動しても良い。例えば、カプセル型内視鏡50の位置を検出し、複数の送電アンテナの中からカプセル型内視鏡50に効率的に電力を供給できる送電アンテナを駆動してもよい。

【0021】

被検者90は、複数の着衣15a、15b、15cの中から、自分の体格にあった着衣15を選択して着用する。そして、術者は、着用された着衣の送電コイル14の接続端子A1およびB1、A2およびB2、または、A3およびB3を、ドライバ13の接続端子A0およびB0と接続し、駆動手段17から送電コイル14に電流を印加する。

【0022】

また、無線給電システム1が備える複数の異なるサイズの着衣15の数は、図示した3種類の着衣15a、15b、15cに限られるものではなく、2種類以上のサイズの着衣であれば本発明の効果を奏することができる。さらに、複数の着衣15は、全て同じ形態のベスト型である必要はなく、例えば複数の着衣15の一部が長袖型等の形態であってもよい。

【0023】

すなわち、無線給電システム1は、被検者90の内部に導入されて前記被検者90の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検者90の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記被検者90を被覆する複数の異なるサイズの着衣15a、15b、15cに配設されたそれぞれの前記送電アンテナを備える無線給電システムである。

【0024】

本実施の形態にかかる無線給電システム1は、被検者90の体格にあった着衣15を選択することができ、それぞれの着衣15に配設された送電アンテナは、サイズに合わせた駆動電流および／または駆動周波数で駆動されるために、カプセル型内視鏡50に、無駄のない効率的な送電をすることができる。また、無線給電システム1においては、被検者90は自分の体型にあった着衣15を選択できるため、動きづらい等の被検者90の身体的な負担を低減することができる。

【0025】

<第2の実施の形態>

次に、本発明の第2の実施の形態の無線給電システム2について、図4を用いて説明する。図4は、第2の実施の形態の無線給電システム2の構成を説明するための説明図である。

【0026】

本実施の形態の無線給電システム2の基本構成は無線給電システム1と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第1の実施の形態の無線

10

20

30

40

50

給電システム１と異なる点についてのみ説明する。

【００２７】

図４に示すように、無線給電システム２においては、それぞれの着衣１５に、着衣のサイズを識別するための識別手段２０a、２０、２０cが配設されている。以下、識別手段２０a、２０、２０cのそれぞれを指すときは、識別手段２０という。そして、駆動手段１７Aは、識別手段２０と直接または間接的に接続可能な判別手段２１を有し、判別手段２１は、判別した被検者９０が着用している着衣のサイズ情報を制御手段１２および／またはドライバ１３に送信する。そして、制御手段１２および／またはドライバ１３は、着衣１５のサイズに応じた駆動電流を送電コイル１４に印加する。なお、判別手段２１が判別する着衣１５のサイズ情報とは、駆動手段１７と接続された送電コイル１４の情報であり、以下、駆動手段１７と接続された着衣１５のサイズ情報ともいう。

10

【００２８】

識別手段２０としては、例えば、抵抗値の異なる抵抗部品を用いることができる。この場合には、判別手段２１は、識別手段２０に定電流を流すことで、接続された識別手段２０により、異なる電圧という形で、着衣のサイズを識別することができる。すなわち、識別手段２０aには抵抗値が１、識別手段２０bには抵抗値が２、識別手段２０cには抵抗値が３のように、相対的に異なる抵抗値の抵抗部品を用いる。識別手段２０としては、抵抗部品に限られるものではなく、コンデンサ部品やコイル部品等の判別手段２１が判別可能な構成を用いることができる。

【００２９】

ここで、着衣１５aに配設された識別手段２０は接続端子Ｃ１およびＤ１により、着衣１５bに配設された識別手段は接続端子Ｃ２およびＤ２により、着衣１５cに配設された識別手段２０は接続端子Ｃ３およびＤ３により、それぞれ判別手段２１の接続端子Ｃ０およびＤ０と接続可能である。

20

【００３０】

被検者９０は、複数の着衣１５a、１５b、１５cの中から、自分の体格にあった着衣１５を選択して着用する。そして、術者は、被検者９０が着用した着衣１５の送電コイル１４の接続端子Ａ１およびＢ１、Ａ２およびＢ２、または、Ａ３およびＢ３のいずれかを、ドライバ１３の接続端子Ａ０およびＢ０と接続し、さらに、着用された着衣１５の識別手段２０の接続端子Ｃ１およびＤ１、Ｃ２およびＤ２、または、Ｃ３およびＤ３のいずれかを、判別手段２１の接続端子Ｃ０およびＤ０と接続することで、駆動手段１７Aは、被検者９０が着用した着衣１５の送電コイル１４に電流を印加することができる。

30

【００３１】

なお、判別手段２１は、駆動手段１７Aに接続された着衣１５のサイズ、すなわち、どの送電コイル１４が駆動手段１７Aに接続されたかを術者に知らせるための表示手段を有していてもよい。さらに、制御手段１２は、カプセル型内視鏡５０からの受電状態情報等を基に、送電コイル１４の駆動を制御してもよい。また、駆動手段１７Aは、判別手段２１からの着衣１５のサイズの判別情報が入力されない限り、駆動電流を発生しないようにするとよい。

【００３２】

以上のように、無線給電システム２は、被検者９０の内部に導入されて前記被検者９０の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、駆動手段１７Aが前記被検者９０の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記被検者９０を被覆する複数の異なるサイズの着衣１５a、１５b、１５cに配設された、それぞれの前記送電アンテナを備え、前記被検者が着用した、すなわち、駆動手段１７Aと接続された着衣１５のサイズを判別する判別手段２１を有する無線給電システムである。

40

【００３３】

本実施の形態の無線給電システム２は、第１の実施の形態の無線給電システム１が有する効果に加えて、被検者９０が着用した着衣１５のサイズに応じた駆動電流を供給するこ

50

とが出来るために、着衣 1 5 のサイズを間違っ、過不足の駆動電流を送電コイル 1 4 に送電する等の誤動作を防止することができる。

【0034】

＜第 2 の実施の形態の変形例＞

次に、本発明の第 2 の実施の形態の変形例の無線給電システム 3 について、図 5 および図 6 を用いて説明する。図 5 は、本実施の形態の変形例の無線給電システム 3 の構成を説明するための説明図であり、図 6 は、本実施の形態の変形例の無線給電システム 3 のコネクタ C の端子配置を説明するための図である。

【0035】

本実施の形態の無線給電システム 3 の基本構成は無線給電システム 2 と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第 2 の実施の形態の無線給電システム 2 と異なる点についてのみ説明する。

【0036】

図 5 に示すように、無線給電システム 3 においては、送電コイル 1 4 とドライバ 1 3 との間の接続のために、多ピンのコネクタ C およびコネクタ D を用い、判別手段 2 1 は、コネクタ D と接続されたコネクタ C を判別し、切替回路 2 2 により、送電コイル 1 4 の接続端子と、ドライバの接続端子 A 0 および B 0 と接続する。コネクタ C およびコネクタ D は、いわゆるオス、メスの関係にある接続可能な一对のコネクタである。すなわち、図 6 に示すように、コネクタ C は、8 ピンのいわゆるメス型コネクタであり、接続端子 c 1 ～ c 8 を有し、接続位置決めのための凹部 C A を有している。これに対して、図示しないコネクタ D は、8 ピンのいわゆるオス型コネクタであり、接続端子 d 1 ～ d 8 を有し、接続位置決めのための凸部 C B を有している。もちろん、コネクタ D がメス型コネクタで、コネクタ C がオス型コネクタで、あってもよいし、コネクタのピン数は、コネクタに接続する送電コイル 1 4 の数によって増減してよい。そして、コネクタ D は、駆動手段 1 7 に配設され、コネクタ C は、それぞれの送電コイルの端部に配設されている。

【0037】

すなわち、着衣 1 5 a に配設されている送電コイル 1 4 a の接続端子 A 1 はコネクタ C 1 の c 1 に、接続端子 B 1 はコネクタ C 1 の c 2 に接続され、着衣 1 5 b に配設されている送電コイル 1 4 b の接続端子 A 2 はコネクタ C 1 の c 3 に、接続端子 B 2 はコネクタ C 1 の c 4 に接続され、着衣 1 5 c に配設されている送電コイル 1 4 c の接続端子 A 3 はコネクタ C 1 の c 5 に、接続端子 B 3 はコネクタ C 1 の c 6 に接続されている。それぞれのコネクタ C 1、C 2、C 3 の送電コイル 1 4 と接続されていない端子はオープンあるいはアースであってよい。

【0038】

コネクタ D に、コネクタ C 1、C 2、C 3 のいずれかのコネクタ C が接続されると、判別手段 2 1 は接続されたコネクタ C が、コネクタ C 1、C 2、C 3 のいずれであるかを判別し、判別情報に基づき、切替回路 2 2 は、ドライバ 1 3 と接続するコネクタ D の端子を切り替える。

【0039】

すなわち、無線給電システム 3 は、被検者 9 0 の内部に導入されて前記被検者 9 0 の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検者 9 0 の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記被検者 9 0 を被覆する複数の異なるサイズの着衣 1 5 a、1 5 b、1 5 c に配設された、それぞれの前記送電アンテナと、着衣のサイズを判別する判別手段 2 1 とを有し、それぞれの前記送電アンテナのそれぞれの端部が同一形状の多ピンのそれぞれのコネクタ C 1、C 2 または C 3 の、それぞれ異なる端子と接続され、前記判別手段 2 1 は、前記コネクタ C 1、C 2 または C 3 のいずれかが前記多ピンコネクタ C と嵌合するコネクタ D に接続されると、コネクタ D と接続されたコネクタ C を判別し、判別情報に基づいて駆動手段 2 1 と接続された送電アンテナ、すなわち、着衣のサイズを判別する無線給電システムである。

【0040】

本変形例の無線給電システム 3 は、第 2 の実施の形態の無線給電システム 2 が有する効果に加えて、被検者 90 が着用した着衣 15 のサイズを、1 個のコネクタ C 1、C 2 または C 3 を駆動手段 17 のコネクタ D に接続するだけで判別手段 21 は判別することができる。このため、術者の作業が簡単になる。

【0041】

なお、判別手段 21 による、送信コイル 14、すなわち着衣 15 のサイズの判別方法は、第 2 の実施の形態のように識別手段 20 を用いる方法および本変形例に明示したコネクタ接続端子判別方法だけでなく、種々の判別方法を用いることができる。例えば、判別手段 21 は、駆動手段 17 に接続された送信コイル 14 のインダクタンスを測定し、接続された送信コイル 14 すなわち着衣 15 のサイズを判別することができる。

10

【0042】

< 第 3 の実施の形態 >

次に、本発明の第 3 の実施の形態の無線給電システム 4 について、図 7 を用いて説明する。図 7 は、第 3 の実施の形態の無線給電システム 4 の構成を説明するための説明図である。

【0043】

本実施の形態の無線給電システム 4 の基本構成は無線給電システム 1 と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第 1 の実施の形態の無線給電システム 1 と異なる点についてのみ説明する。

【0044】

図 7 に示すように、無線給電システム 2 においては、それぞれの送電コイル 14 a、14 b、14 c に、それぞれコンデンサ 16 a、16 b、16 c が接続されている。以下、コンデンサ 16 a、16 b、16 c のそれぞれを指すときは、コンデンサ 16 という。

20

【0045】

被検者 90 の体内にあるカプセル内視鏡 50 に給電する際には、送電コイル 14 および受電コイル 56 を同じ周波数で共振駆動することで、より効率的な給電が可能となる。ここで、インダクタンス成分 L と容量成分 C を直列に接続した LC 直列である共振回路の共振周波数 f_r は以下の式で表される。

【0046】

$$f_r = 1 / (2 \times \pi \times \sqrt{L \times C}) \quad \cdots \text{(式 1)}$$

30

無線給電システム 4 の送電においては、インダクタンス成分 L は、送電コイル 14 のインダクタンス成分、容量成分 C はコンデンサの容量が、いずれも支配的である。従って、異なる複数の送電コイル 14 を、同一周波数で共振駆動するためには、それぞれの送電コイル 14 のインダクタンスに応じた容量のコンデンサを接続する必要がある。

【0047】

このため、図 7 に示すように、着衣 15 a に配設された送電コイル 14 a にはコンデンサ 16 a が、着衣 15 b に配設された送電コイル 14 b にはコンデンサ 16 b が、着衣 15 c に配設された送電コイル 14 c にはコンデンサ 16 c が、それぞれ接続されることで、いずれの送電コイル 14 も、受電コイル 56 と略同一の共振周波数で共振駆動する共振回路を形成する。

40

【0048】

すなわち、無線給電システム 4 は、被検者 90 の内部に導入されて前記被検者 90 の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検者 90 の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記被検者 90 を被覆する複数の異なるサイズの着衣 15 a、15 b、15 c に配設された前記送電アンテナを備え、前記送電アンテナが、前記送電アンテナと接続された、それぞれのコンデンサ 16 a、16 b、または 16 c と共振回路を形成する無線給電システムである。

【0049】

本実施の形態の無線給電システム 4 は、第 1 の実施の形態の無線給電システム 1 が有する効果に加えて、送電コイル 14 を共振駆動するために、カプセル型内視鏡 50 に、さら

50

に、無駄のない効率的な送電をすることができ、消費エネルギーを削減することができる。

【0050】

なお、図7においては、それぞれの送電コイル14に1個のコンデンサ16を接続する形態を図示しているが、それぞれの送電コイル14に接続するコンデンサは複数であってもよい。送電コイル14に、2つ以上のコンデンサを直列に接続した場合には、個々のコンデンサに電圧を分圧できるため、耐圧の低い小型のコンデンサを用いることができる。また、送電コイル14に、2つ以上のコンデンサを並列に接続した場合には、個々のコンデンサの容量が加算されるため、容量の小さな小型のコンデンサを用いることができる。

【0051】

また、無線給電システム4に、第2の実施の形態の無線給電システム2等で説明した判別手段21等を用いて、接続された着衣15のサイズを判別し、判別結果に基づき、駆動手段17を駆動することも可能である。

【0052】

<第4の実施の形態>

次に、本発明の第4の実施の形態の無線給電システム5について、図8を用いて説明する。図8は、第4の実施の形態の無線給電システム5の構成を説明するための説明図である。

【0053】

本実施の形態の無線給電システム5の基本構成は無線給電システム2と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第2の実施の形態の無線給電システム2と異なる点についてのみ説明する。

【0054】

図8に示すように、無線給電システム5においては、駆動手段17の接続端子A0に、切替回路18と、コンデンサ19a、19b、19cとが接続されている。以下、コンデンサ19a、19b、19cのそれぞれを指すときは、コンデンサ19という。

【0055】

無線給電システム5においては、判別手段21が判別した着衣15のサイズ情報、すなわち、送電コイルの大きさ情報に基づいて、ドライバ13は、切替回路18により、共振回路を形成するコンデンサ19が接続されているスイッチをONとし、共振回路を形成するコンデンサ19と接続端子A0とを接続する。

【0056】

すなわち、無線給電システム5は、被検者90の内部に導入されて前記被検者90の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検者90の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記被検者90を被覆する複数の異なるサイズの着衣15a、15b、15cに配設されたそれぞれの前記送電アンテナを備え、判別手段21による着衣のサイズ判別情報に基づいて、複数のコンデンサ19a、19b、19cから前記送電アンテナと共振回路を形成するコンデンサを選択し接続する切替回路18を有する無線給電システムである。

【0057】

本実施の形態の無線給電システム5は、第2の実施の形態の無線給電システム2、および第3の実施の形態の無線給電システム3が有する効果に加えて、送電コイル14を共振駆動するための適切な容量のコンデンサを自動的に駆動回路に接続することができるため、術者の操作が容易となる。また、コンデンサ19が着衣15に配設されていないために、着衣15が軽くなり、被検者90の身体的負担が低減される。

【0058】

<第5の実施の形態>

次に、本発明の第5の実施の形態の無線給電システム6について、図9を用いて説明する。図9は、第5の実施の形態の無線給電システム6の構成を説明するための説明図である。

10

20

30

40

50

【0059】

本実施の形態の無線給電システム6の基本構成は無線給電システム5と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、第5の実施の形態の無線給電システム4と異なる点についてのみ説明する。

【0060】

図9に示すように、無線給電システム6においては、駆動手段17の接続端子A0に、ドライバ13からの信号により、容量が変化する可変容量コンデンサ23が接続されている。そして、判別手段21が判別した着衣15のサイズ情報、すなわち、送電コイルの大きさ情報に基づいて、ドライバ13は、可変容量コンデンサ23の容量を調整し、所定の周波数の共振回路を形成する。ここで、所定の周波数とは、ドライバ13が発生する交流駆動電流の周波数、すなわち、カプセル型内視鏡50の受電コイル56の共振周波数である。

10

【0061】

すなわち、無線給電システム6は、被検者90の内部に導入されて前記被検者90の体内情報を取得するカプセル型医療機器に対して、前記被検者90の外部に配設された送電アンテナを介して電力を供給する無線給電システムであって、前記被検者90を被覆する複数の異なるサイズの着衣15a、15b、15cに配設されたそれぞれの前記送電アンテナを備え、前記送電アンテナが、前記送電アンテナと接続された容量可変コンデンサ23と所定の周波数の共振回路を形成する無線給電システムである。

【0062】

本実施の形態の無線給電システム6は、第5の実施の形態の無線給電システム4が有する効果に加えて、簡単な構成で共振回路を形成することができる。

20

【0063】

さらに、無線給電システム6は、可変容量コンデンサ23を用いているため、実際に送電コイル14が送電を行っている際にも、共振周波数を略一定に保つように、可変容量コンデンサ23の容量を微調整することができる。すなわち、無線給電システム6の判別手段21は、駆動手段に17Dに接続された着衣15のサイズを判別するだけでなく、送電コイル14の共振回路のインダクタンスを検出し、そのインダクタンスに応じて可変容量コンデンサ23を調整することもできる。このため、無線給電システム6は、無線給電システム4よりも更に効率的な給電が可能である。

30

【0064】

すなわち、本実施の形態の無線給電システムは、共振回路のインダクタンスを検出する判別手段を有し、判別手段はインダクタンス情報に基づいて、共振周波数を略一定に保つように、可変容量コンデンサ23の容量を微調整してもよい。

【0065】

なお、無線給電システム6においては、着衣15に別のコンデンサを配設しておき、駆動手段17の可変容量コンデンサ23と、並列または直列接続し、併用して用いてもよい。また、可変容量コンデンサ23の容量調整は、ドライバ13の替わりに制御手段12または判別手段21が行ってもよいし、自動的に設定された後に、術者が手動で微調整を行ってもよい。

40

【0066】

なお、上記説明は、カプセル型内視鏡を例に説明したが、本発明の無線給電システムは、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、消化液あるいは組織採取用カプセル型医療機器、pHセンサ、温度センサまたはドラッグデリバリーのような各種カプセル型医療機器に適用可能である。

【0067】

本発明は、上述した実施の形態および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】

【0068】

50

【図 1】第 1 の実施の形態にかかる無線給電システムの全体概要を示す概要図である

【図 2】第 1 の実施の形態にかかる無線給電システムのカプセル型内視鏡の構造の概要を説明するための側面図である。

【図 3】第 1 の実施の形態にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図 4】第 2 の実施の形態にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図 5】第 2 の実施の形態の変形例にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図 6】第 2 の実施の形態の変形例にかかる無線給電システムのコネクタの端子配置を説明するための図である。

10

【図 7】第 3 の実施の形態にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図 8】第 4 の実施の形態の変形例にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図 9】第 5 の実施の形態の変形例にかかる無線給電システムの構成を説明するための説明図である。

【図 10】公知の電力送電システムのベスト型の体外ユニットの概略外観図である。

【図 11】公知の電力送電システムのベスト型の体外ユニットの概略外観図である。

【符号の説明】

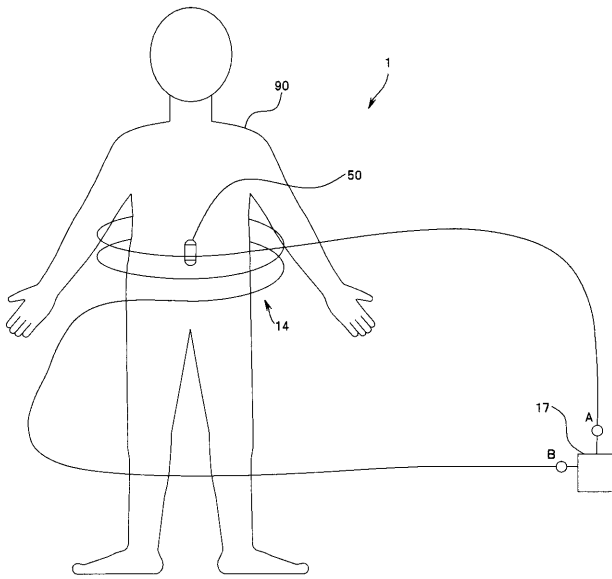
20

【0069】

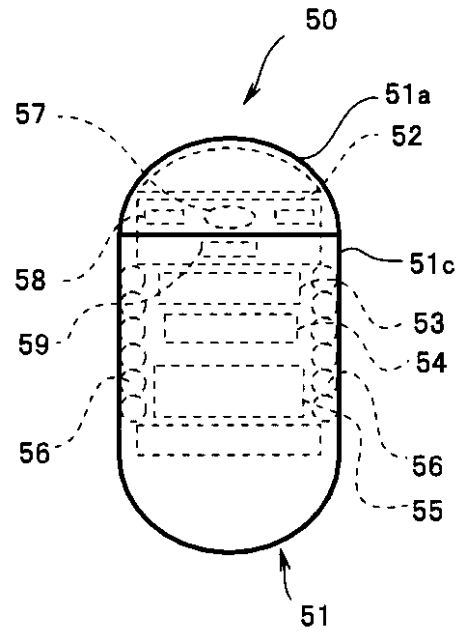
1、2、3、4、5、6…無線給電システム、11…電源、12…制御手段、13…ドライバ、14…送電コイル、15、15a、15b、15c…着衣、16、16a、16b、16c…コンデンサ、17…駆動手段、18…切替回路、19、19a、19b、19c…コンデンサ、20、20a、20b、20c…識別手段、21…判別手段、22…切替回路、23…可変容量コンデンサ、50…カプセル型内視鏡、51…カプセル型筐体、52…撮像部、53…画像処理部、54…情報伝達部、55…電源部、56…受電コイル、57…結像レンズ、58…照明部、59…撮像素子、90…被検者、110…体外ユニット、111…受信アンテナ、112…受信アンテナアレイ、113…受信モジュール、114…メモリ、115…電源、129…電力送電アンテナ、A、B…接続端子、C、D…コネクタ

30

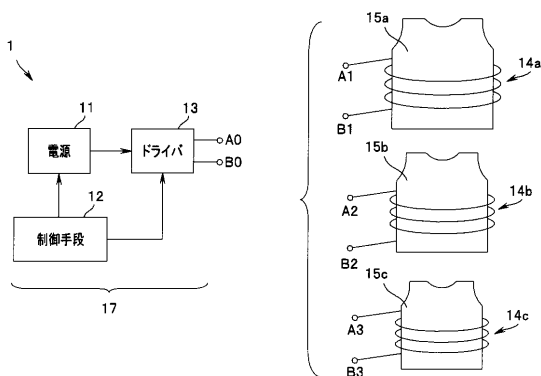
【図 1】



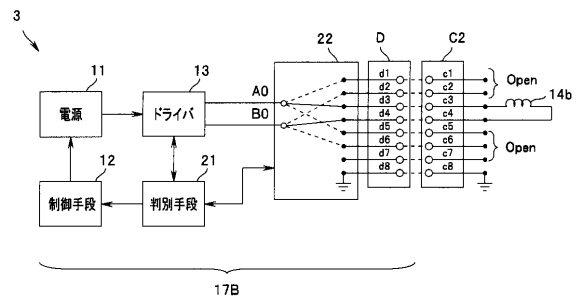
【図 2】



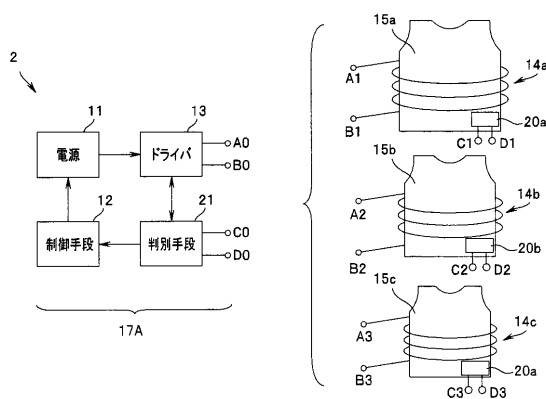
【図 3】



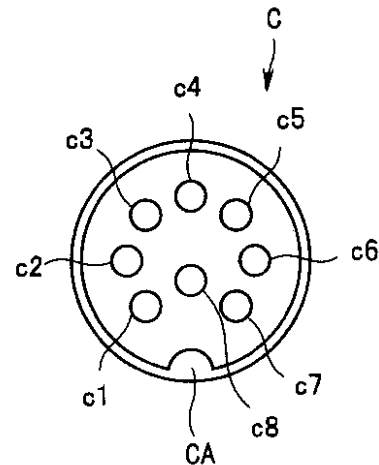
【図 5】



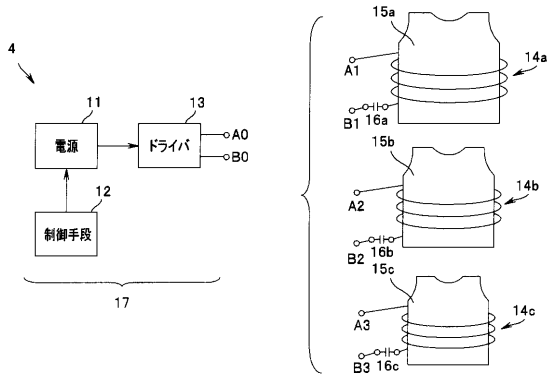
【図 4】



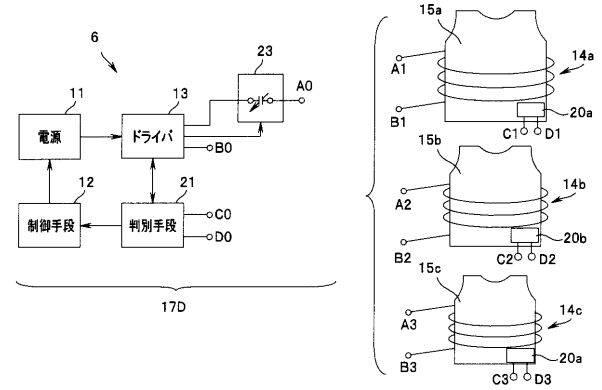
【図 6】



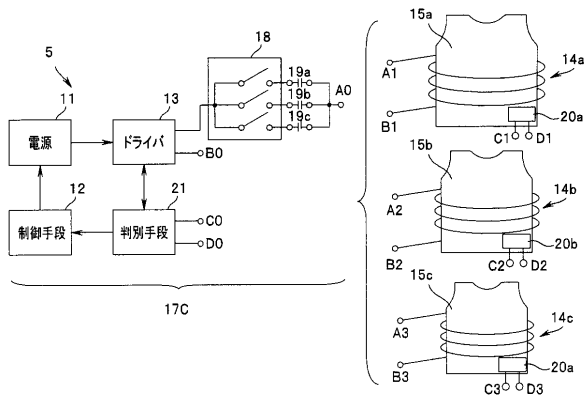
【図 7】



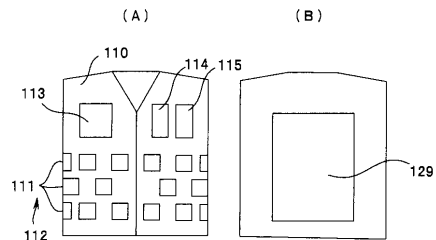
【図 9】



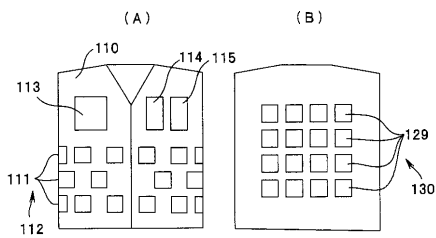
【図 8】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD10 HH51 JJ19 LL01 NN01 NN03 QQ06
UU06

专利名称(译)	无线供电系统		
公开(公告)号	JP2009125099A	公开(公告)日	2009-06-11
申请号	JP2007299887	申请日	2007-11-19
[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	吉田直樹 佐藤憲 塩谷浩一		
发明人	吉田 直樹 佐藤 憲 塩谷 浩一		
IPC分类号	A61B1/00 H02J17/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B H02J17/00.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.640 A61B1/00.683 H02J50/12		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH51 4C061/JJ19 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ06 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种无线电馈电系统1，其用于向被导入到被检体90内的胶囊型内窥镜50有效地从被检体90的外部供给电力以获取其体内数据。解决方案：无线电馈电系统配备有布置到覆盖对象90并且尺寸不同的多个衣服15a，15b和15c的相应的发送线圈14a，14b和14c。Z

