

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4584484号  
(P4584484)

(45) 発行日 平成22年11月24日(2010.11.24)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int. Cl. F I  
 H O 1 F 38/14 (2006.01) H O 1 F 23/00 B  
 A 6 1 M 1/12 (2006.01) A 6 1 M 1/12

請求項の数 3 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2001-108885 (P2001-108885)	(73) 特許権者	000109543
(22) 出願日	平成13年4月6日(2001.4.6)		テルモ株式会社
(65) 公開番号	特開2002-305120 (P2002-305120A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番1号
(43) 公開日	平成14年10月18日(2002.10.18)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成20年4月2日(2008.4.2)		弁理士 大塚 康徳
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(72) 発明者	森 武寿
			神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 絶縁型の電力伝送コネクタ及び該電力伝送コネクタを有する医療器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

埋込型の医療器及び生体の近傍で使用する医療器において、

Iの字形の1次側コアを含むプラグが挿入可能なレセプタに含まれるコの字形の2次側コアであって、前記プラグが前記レセプタに挿入された場合に、絶縁物で形成された前記医療器の枠を介して前記Iの字形の1次側コアと共に概ね閉路と見なせる高透磁率のコアを形成する前記コの字形の2次側コアを備え、

前記プラグが前記レセプタに挿入された場合に、前記Iの字形の1次側コアと前記コの字形の2次側コアとを含む電磁誘導型の電力伝送手段を介して前記医療器に電力が供給されることを特徴とする医療器。

【請求項2】

埋込型の医療器及び生体の近傍で使用する医療器の電力伝送コネクタであって、

Iの字形の1次側コアを含むプラグと、

コの字形の2次側コアを含み前記プラグが挿入可能なレセプタであって、前記プラグが前記レセプタに挿入された場合に、前記Iの字形の1次側コアと前記コの字形の2次側コアとが絶縁物で形成された前記医療器の枠を介して概ね閉路と見なせる高透磁率のコアを形成する、前記医療器が有する前記レセプタとを有し、

交流電力の印加により前記プラグから前記レセプタに電磁誘導型の電力伝送を行なうことを特徴とする電力伝送コネクタ。

【請求項3】

前記 I の字形の 1 次側コアを前記 コ の字形の 2 次側コアと所定の位置関係で固定する固定手段とを有することを特徴とする請求項 2 記載の電力伝送コネクタ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、埋込型の医療器及び生体の近傍で使用する医療器に対して電力伝送を行なう電力伝送コネクタ及び該電力伝送コネクタを有する医療器に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

埋込型の医療器及び生体の近傍で使用する医療器の一例として人工心臓がある。人工心臓は、基本的に、心臓の代替であるポンプと、その駆動を行うコントローラからなっているが、現在の時点ではポンプのみを体内に埋込み、コントローラは体外に携帯する（生体の近傍で使用する）構成が考えられている。

10

【0003】

将来的にはコントローラも体内に埋込まれ、必要な電力は経皮伝送によって体内に埋込まれた電池を充電し、電力を供給することになると考えられているが、それには技術的な課題がまだ残っている。

【0004】

前述の、コントローラを体外に携帯する構成では、コントローラへの電力供給は、外部電源に接続されているケーブルを、コントローラのコネクタ部にて端子同士を直接接続することによって行われている。したがって、完全な気密性は保たれていず、シャワー時、雨天時等、コントローラが濡れる可能性のある場合には、カバーをするといった処置が行われている。

20

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

コントローラの使いやすさを考えると、気密性、特に防水のレベルを高くすることが望ましい。しかしながら、それは、コネクタの大型化、したがって、コントローラの大型化につながり、使用者の QOL (Quality of Life) の向上には好ましくない。また、気密性の高い接続端子を使用することになると、コネクタの種類は限定され、一般的にはプラスチックの弾性を利用したシールを使用することになる。これはコントローラのコストアップと耐久性（例えば耐衝撃性）の低下につながり好ましくない。

30

【0006】

本発明は、この問題を解決するために、非接触による電力伝送、特に人工心臓のように高電力の負荷である場合でも実用的な絶縁型の交流用の電力伝送コネクタ及び該電力伝送コネクタを有する医療器を提供するものである。

【0007】

【課題を解決するための手段】

この課題を解決するために、本発明の医療器は、埋込型の医療器及び生体の近傍で使用する医療器において、I の字形の 1 次側コアを含むプラグが挿入可能なレセプタに含まれるコ の字形の 2 次側コアであって、前記プラグが前記レセプタに挿入された場合に、絶縁物で形成された前記医療器の枠を介して前記 I の字形の 1 次側コアと共に概ね閉路と見なせる高透磁率のコアを形成する前記コ の字形の 2 次側コアを備え、前記プラグが前記レセプタに挿入された場合に、前記 I の字形の 1 次側コアと前記コ の字形の 2 次側コアとを含む電磁誘導型の電力伝送手段を介して前記医療器に電力が供給されることを特徴とする。

40

【0008】

又、本発明の電力伝送コネクタは、埋込型の医療器及び生体の近傍で使用する医療器の電力伝送コネクタであって、I の字形の 1 次側コアを含むプラグと、コ の字形の 2 次側コアを含み前記プラグが挿入可能なレセプタであって、前記プラグが前記レセプタに挿入された場合に、前記 I の字形の 1 次側コアと前記コ の字形の 2 次側コアとが絶縁物で形成された前記医療器の枠を介して概ね閉路と見なせる高透磁率のコアを形成する、前記医療器

50

が有する前記レセプタとを有し、交流電力の印加により前記プラグから前記レセプタに電磁誘導型の電力伝送を行なうことを特徴とする。ここで、前記Ⅰの字形の1次側コアを前記Ⅱの字形の2次側コアと所定の位置関係で固定する固定手段とを有する。

【0009】

上記構成により、絶縁型にすることによって、気密性、特に防水のレベルを高くすることが容易になる。また、電氣的安全性を高めることにもつながる。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について、以下図面を参照して詳細に説明する。

【0011】

< 現行の電力伝送方式 >

現行の人工心臓では10～30W程度の電力を使用する例がほとんどである。このような高電力を、電磁誘導の原理を用いて非接触に伝送しようとする場合、高効率が要求される。この点が、医療器における非接触電力伝送と現行の一般的な非接触電力伝送との場合で異なる条件である。

【0012】

現行の非接触電力伝送方式の一例として図1の方式があるが、これでは磁力線がコアの中に閉じ込められないので、高効率は望めない。従って、2次側の消費電流が少ない場合にしか使用できない。

【0013】

そこで、電磁誘導の原理を用いた非接触電力伝送を高効率にするには、コアを閉じた形にしたトロイダルコアが一般的に使用されている。しかし、それを医療器に対する非接触電力伝送用コネクタに応用するには、形状的に不利である。

【0014】

< 実施の形態1の電力伝送コネクタ >

本実施の形態1では、一例として、図2に示すように角状のコアを用い、コネクタのプラグ(図2ではコア1に相当)とレセプタ(図2ではコア2に相当)にてトランスを構成するようにした。

【0015】

図2で、10は携帯コントローラのケースであり、例えば80mm×100mmの矩形で絶縁物で形成されている。このコントローラ・ケース10内の周囲部分にⅡの字形の2次側のコア2と、1次側のコア1が配置されて、トランスを形成する。ここで、1次コイル11が巻かれたコア1は、絶縁物からなる枠30内にプラグとして挿入されて、2次コイル12が巻かれたコントローラ側のコア2とでトランスが形成され、電磁誘導による非接触電力伝送が行われる。従って、このような構成で高効率な非接触電力伝送が可能となれば、携帯コントローラの回路等は絶縁物のケース10とプラグ用枠30とによって外部と完全に遮断されているため、気密性が保たれ、シャワーや雨天などを気にする必要が無い。

【0016】

本実施の形態の電力伝送コネクタが実用可能か否かは、図2から明らかなように、コア1とコア2とを遮断したために生じた2箇所のギャップ21, 22の影響がどれだけ有るかによる。このギャップ21, 22は、図3に図2のA-A'断面を示すように、略コイル11と絶縁枠30とが隔てる長さである。

【0017】

以下、2箇所のギャップ21, 22の影響について言及する。

例えば、N：コイルの単位長さ当たりの巻数

L：コアの全長の平均の長さ

J：電流

$\mu$ ：コアの透磁率

$\mu_0$ ：空気中の透磁率(真空中の透磁率で近似が可能)

10

20

30

40

50

：ギャップ長  
 とすると、電流回路の作る磁束密度  $B$  は、  
 ギャップ以外では、

$$B = \mu N J / L \quad (1)$$

であり、ギャップでは、

$$B = (\mu N J / L) / [1 + (\mu / \mu_0) \times (\text{ギャップ} / L)] \quad (2)$$

である。ここで  $\mu / \mu_0$  は比透磁率とみなせ、これが大きいほどトランスの結合係数  $k$  が 1 に近くなり漏洩インダクタンスを小さくできる。 $k$  は周波数特性と、挿入損失の最小値を決めるパラメータであるので(図5参照)、トランスの設計ではコア材の比透磁率を 1000 程度にし  $k = 0.999$  にすることが推奨されている。入手性がよく、加工も容易な材料として、

a) ケイ素鋼を用いた場合：約 500

b) Ni-Zn フェライトを用いた場合：10 ~ 1000

があり、本発明の用途としては 500 以上あればよく、ここでは一例として

$$\mu / \mu_0 = 500 \sim 1000 \quad (3)$$

とする。

【0018】

また、 $\text{ギャップ} / L$  は機械的な設計で決まるものであるが、体外で携帯するコントローラの大きさは、

$$100 \text{ mm} \times 80 \text{ mm} \times 30 \text{ mm} (D) \quad (4)$$

程度になると考えられるので、ここでは一例として、

$$\text{ギャップ} = 1 \text{ mm}, L = 360 \text{ mm}$$

とする。したがって、

$$\text{ギャップ} / L = 1 / 360 \quad (4)$$

である。ゆえに、

$$(\mu / \mu_0) \times (\text{ギャップ} / L) = 1.4 \sim 2.8 \quad (5)$$

であるから、(2)式は(1)式の 0.42 ~ 0.26 倍になり、後述の設計式(6)、(7)の誤差の原因となる。しかしながら、1次側から2次側への電力伝送には実用上支障はない。

【0019】

次に、入出力の電圧、電流の関係から、コイルの巻数及び1次側の電圧・電流について述べる。

【0020】

プラグ、レセプタを各々、1次側、2次側として、巻数、電流、電圧を  $N_1, N_2, J_1, J_2, V_1, V_2$  とすると、近似的に、以下の関係が成り立つ。

【0021】

$$V_2 = - (N_2 / N_1) V_1 \quad (6)$$

$$N_2 \cdot J_2 = - N_1 \cdot J_1 \quad (7)$$

2次側のコントローラに必要な電圧  $V_2$ 、電流  $J_2$  は既知であるので、(6)、(7)式にしたがって、 $N_1, N_2, V_1, J_1$  を決定すれば、必要な電力伝送が可能となる。尚、コイルは各々のコアに均等に巻いた方が磁束をコア内に閉じ込められるので、高効率な電力伝送が可能になる。

【0022】

<実施の形態1の携帯コントローラ例>

図4は、実施の形態1の携帯コントローラの外觀図である。

【0023】

図4では、携帯コントローラに電力伝送コネクタ用の層41を設け、上記電力伝送コネクタをここに搭載する。そして、この電力伝送コネクタ層41とコントローラ回路層42とも分離している。

【0024】

10

20

30

40

50

例えば、電力伝送コネクタのコア1の断面が5mm×5mmの正方形であれば、電力伝送コネクタ層41は1cm厚ほどあればよい。絶縁枠30の差し込まれたコア1は、ネジ止め13等で固定する必要があるので、指による操作が可能な寸法が決められる。

【0025】

尚、携帯コントローラを薄厚とするためには、コアの内側に電磁気の絶縁枠を設けて、その内部に回路を設けることで可能となる。

【0026】

<実施の形態2の電力伝送コネクタ>

本実施の形態2では、一例として、図6及び図7に示すように円状のコアを用い、コネクタのプラグ(図6では1次コアに相当)とレセプタ(図6では2次コアに相当)にてトランスを構成するようにした。

10

【0027】

図6で、64は携帯コントローラのケースであり、このコントローラ・ケース64の一部に実施の形態1よりかなり小型のコの字形の2次コアと、Iの字形の1次コアが配置されて、トランスを形成する。ここで、1次コイル61が巻かれた1次コアは、絶縁物63により被覆されて、絶縁物からなるコントローラ・ケース64の一部に形成されたコの字型のレセプタにプラグとして挿入されて、2次コイル62が巻かれたコントローラ側の2次コアとでトランスが形成され、電磁誘導による非接触電力伝送が行われる。本実施の形態におけるギャップは、プラグ側の絶縁物63の厚みとケース64の厚みとの和となる。

【0028】

20

図7は、図6のB-B'及びC-C'の断面図である。

【0029】

このような構成で高効率な非接触電力伝送が行われるので、携帯コントローラの回路等は絶縁物のケース64とプラグの絶縁物63とによって外部と完全に遮断されているため、気密性が保たれ、シャワーや雨天などを気にする必要が無い。その上、実施の形態1と異なり、コアがコンパクトに作成されているので、コネクタが小型となると共に、プラグがレセプタから抜けられないような簡単な構造(例えばツメ等)を設けるだけで良いので、コネクタの脱着が容易になる。

【0030】

<実施の形態2の携帯コントローラ例>

30

図8は、実施の形態2の電力伝送コネクタを有する携帯コントローラの外観図である。本例の携帯コントローラ80は、縦80mm×横120mm×厚30mmの外形を有し、横枠のほぼ中央部にコネクタ部60が設けられている。尚、コネクタ部の設置位置は、本例に限定されるものではない。

【0031】

図9は、図8のD-D'の断面図である。図9から明らかなように、実施の形態2によれば、コネクタ部を、伝送電力に対応するコアの大きさとコイルの巻数とに依存する必要最小限の大きさで実現でき、従来からの電源の接続と同じ感覚のプラグのレセプタへの簡単な挿入操作により接続が可能になる。

【0032】

40

<本実施の形態の人工心臓例>

図10は、本実施の形態の電力伝送コネクタを搭載した携帯コントローラ(Wearable Controller)を含む人工心臓の構成例を示す図である。

【0033】

図10には、左心補助ポンプ(Pump)の例が示されており、体内の左心補助ポンプと体外の携帯コントローラは経皮ケーブル(Percutaneous Cable)で接続されて、コントロール及び監視されている。図10では、モニタを有する病院のコンソール(Console)で、本実施の形態の電力伝送コネクタを介して、携帯コントローラのバッテリー(Battery)への電力伝送が行われている。

【0034】

50

尚、本発明はその原理上、電力伝送に限定されるものではなく、交流信号が伝送できることから、情報伝送にも応用可能であることは明らかであり、例えば、図10で携帯コントローラからのデータを病院のコンソールに読み出す、あるいは携帯コントローラのパラメータを更新するためにデータを送ることが出来る。

【0035】

【発明の効果】

本発明によれば、高電力の伝送を行うことのできる絶縁型の交流用の電力伝送コネクタを提供することができる。また、1次側と2次側を1mm程度のオーダーで絶縁できるので気密性（特に防水性）が高く、また、電気的安全性も高めることができる。

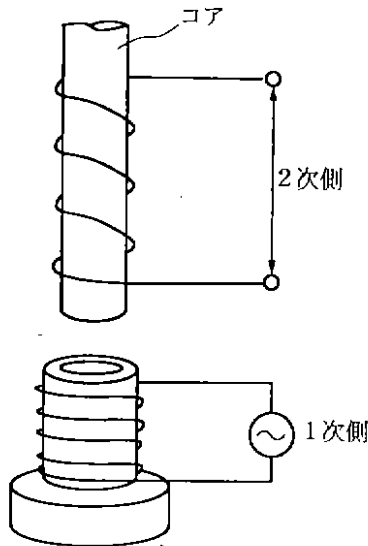
【図面の簡単な説明】

- 【図1】従来の電磁誘導型の電力伝送例を示す図である。
- 【図2】実施の形態1の電磁誘導型の電力伝送コネクタの構成例を示す図である。
- 【図3】図2のA-A'の断面図である。
- 【図4】実施の形態1の携帯コントローラの外観を示す図である。
- 【図5】トランスの結合係数と周波数特性との関係を示す図である。
- 【図6】実施の形態2の電磁誘導型の電力伝送コネクタの構成例を示す図である。
- 【図7】図6のB-B'及びC-C'の断面図である。
- 【図8】実施の形態1の携帯コントローラの外観を示す図である。
- 【図9】図8のD-D'の断面図である。
- 【図10】本実施の形態の電力伝送コネクタを使用した人工心臓の構成例を示す図である。

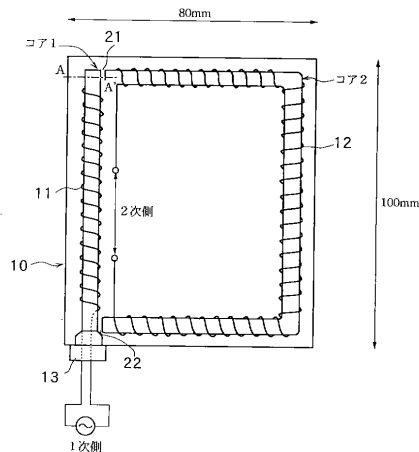
10

20

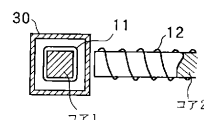
【図1】



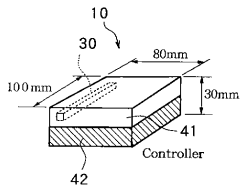
【図2】



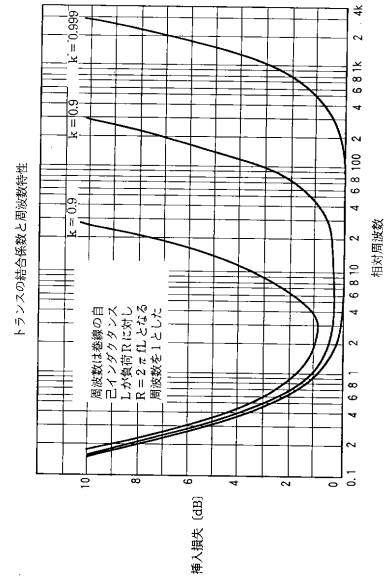
【図3】



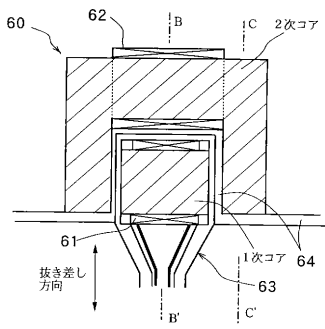
【図4】



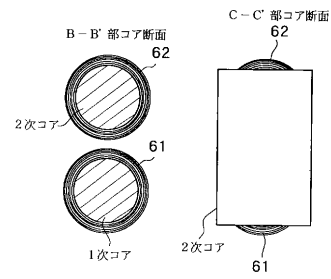
【図5】



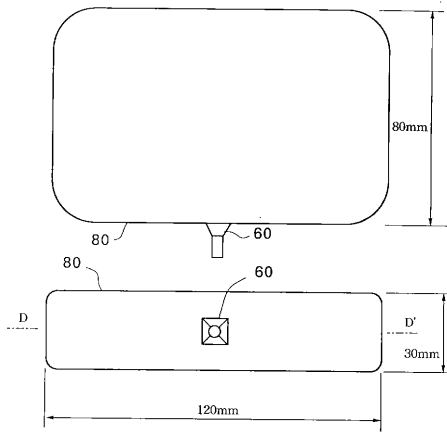
【図6】



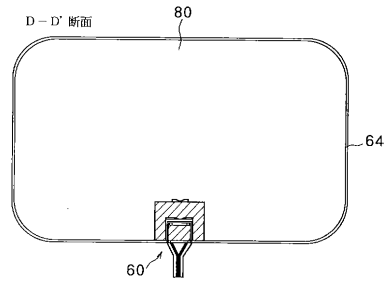
【図7】



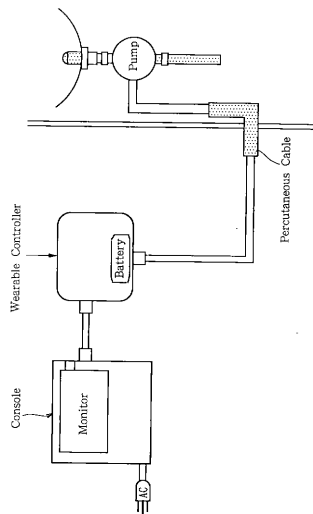
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】





---

フロントページの続き

(72)発明者 八重樫 光俊  
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

審査官 内山 隆史

(56)参考文献 特開平08-317971(JP,A)  
特開平07-031064(JP,A)  
実開昭57-192737(JP,U)  
特開平10-215530(JP,A)  
特開平10-208804(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61M1/00-1/36, H01F38/14