

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3731881号  
(P3731881)

(45) 発行日 平成18年1月5日(2006.1.5)

(24) 登録日 平成17年10月21日(2005.10.21)

(51) Int.C1.

F 1

<b>H02J</b>	<b>17/00</b>	<b>(2006.01)</b>
<b>A61N</b>	<b>1/378</b>	<b>(2006.01)</b>
<b>H02J</b>	<b>7/00</b>	<b>(2006.01)</b>

H02J	17/00	B
A61N	1/378	
H02J	7/00	301D

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号

特願2002-148908 (P2002-148908)

(22) 出願日

平成14年5月23日 (2002.5.23)

(65) 公開番号

特開2003-348774 (P2003-348774A)

(43) 公開日

平成15年12月5日 (2003.12.5)

審査請求日

平成17年4月20日 (2005.4.20)

(73) 特許権者 502184437

有限会社ティーエム

大阪府堺市晴美台2丁24番3号

(74) 代理人 100093056

弁理士 杉谷 勉

(72) 発明者 竹田 晴見

大阪狭山市大野台6丁目23番9号

(72) 発明者 平川 貴大

京都市伏見区桃山町大島38-2 桃山南団地22棟204号

審査官 杉田 恵一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】人工臓器用非侵襲式充電システム、並びにこのシステムに用いる蓄電装置、および給電装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

(A) 電力伝送用の一対のコイル手段の中の2次側コイルの働きをする複数個の受電コイル手段と、これら受電コイル手段が受電した交流を整流して出力する整流手段と、この整流手段からの出力を人工臓器駆動用電力として蓄電する蓄電手段と、この蓄電手段の充電状態を検出する充電状態検出手段と、この充電状態検出手段で検出された充電状態を体外へ送信する充電状態送信手段とを備え、人工臓器と共に体内に全体が埋設される蓄電装置と、

(B) 前記一対のコイル手段の中の1次側コイルの働きをする送電コイル手段と、この送電コイル手段に交流を出力する交流出力手段と、前記充電状態送信手段から体外に送信された充電状態を受信する充電状態受信手段と、この充電状態受信手段で受信された充電状態を報知する充電状態報知手段とを備え、蓄電装置とは別体で全体が体外に配置される給電装置とを備え、

蓄電装置に受電コイル手段と送電コイル手段の間に生じた位置ずれの大きさ(コイルずれ量)を検出するコイルずれ量検出手段が配備され、

蓄電装置に受電コイル手段と送電コイル手段の間に生じた位置ずれの方向(コイルずれ方向)を検出するコイルずれ方向検出手段が配備され、

前記蓄電装置に備えられた複数個の受電コイル手段は、前記コイルずれ量検出手段で検出するコイルずれ量と、前記コイルずれ方向検出手段で検出するコイルずれ方向との検出に用いられる検出素子であり、

前記充電状態送信手段は、さらにコイルずれ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、  
前記給電装置は、コイルずれ量を報知するコイルずれ量報知手段およびコイルずれ方向  
を報知するコイルずれ方向報知手段の少なくとも一つ  
を備えたことを特徴とする人工臓器用非侵襲式充電システム。

#### 【請求項 2】

請求項 1 に記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、  
前記複数個の受電コイル手段を平面的に隣接して配置したことを特徴とする人工臓器用  
非侵襲式充電システム。

#### 【請求項 3】

請求項 1 または 2 のいずれかに記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、  
前記充電状態送信手段は、前記蓄電手段で一定の充電実行期間が経過する毎にコイルず  
れ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、  
前記給電装置は、前記コイルずれ量報知手段と前記コイルずれ方向報知手段と  
を備えたことを特徴とする人工臓器用非侵襲式充電システム。

#### 【請求項 4】

請求項 1 または 2 のいずれかに記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、  
前記充電状態送信手段は、前記蓄電手段で一定の充電実行期間が経過する毎に前記蓄電  
装置の充電状態と、コイルずれ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、  
前記給電装置は、前記コイルずれ量報知手段と前記コイルずれ方向報知手段と  
を備えたことを特徴とする人工臓器用非侵襲式充電システム。

#### 【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、蓄電裝  
置の蓄電手段が電気二重層コンデンサである人工臓器用非侵襲式充電システム。

#### 【請求項 6】

人工臓器用非侵襲式充電システムに用いる蓄電装置であって、請求項 1 から 5 のいずれ  
かに記載されている蓄電装置であることを特徴とする蓄電装置。

#### 【請求項 7】

人工臓器用非侵襲式充電システムに用いる給電装置であって、請求項 1 から 5 のいずれ  
かに記載されている給電装置であることを特徴とする給電装置。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、人工臓器と共に体内に埋設されて人工臓器駆動電源として機能する蓄電装置と  
、この蓄電装置に電力を送る給電装置とからなる人工臓器用の充電システムに係り、特に  
蓄電装置を体内に埋設したままで体外から非侵襲で確実に充電できるようにするための技  
術に関する。

#### 【0002】

#### 【従来の技術】

従来、人工臓器のひとつとして心臓ペースメーカー（以下、適宜「ペースメーカー」と略記）  
がある。ペースメーカーは駆動電源用の電池と共に体内に埋設される。体内に埋設されたペ  
ースメーカーは、電池から駆動用電力の供給を受けながら、心臓に直に電気パルスを与えて  
刺激することで心臓を規則正しく拍動させる。心臓ペースメーカーの駆動電源用の電池には  
、ニッケル・カドミウムセルやリチウムセルなどが用いられていて、ペースメーカーは電池  
の寿命がくるまで電気パルスを心臓に与え続ける。

#### 【0003】

#### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来例の場合、電池を体内に埋設したままで体外から電池を充電する  
ことができないという問題がある。すなわち、電池を体内に埋設したまま充電することができ  
ないので、電池の寿命がくると人工心臓ペースメーカーの装着者の体を切開して体内の  
電池を取り出して代わりに新品の電池を埋設する手術をおこなう必要がある。けれども、

10

20

30

40

50

特に心臓に障害のある者にとっては、体を切開する電池交換手術は負担が大きい。

#### 【0004】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、人工臓器と共に体内に埋設されて人工臓器駆動電源として機能する蓄電装置を体内に埋設したままで体外から（身体を切開することなく）非侵襲で確実に充電することができる人工臓器用非侵襲式充電システム、並びに、このシステムに用いる蓄電装置、および、給電装置を提供することを目的とする。

#### 【0005】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。 10

すなわち、請求項1に記載の人工臓器用非侵襲式充電システムは、（A）電力伝送用の一対のコイル手段の中の2次側コイルの働きをする複数個の受電コイル手段と、これら受電コイル手段が受電した交流を整流して出力する整流手段と、この整流手段からの出力を人工臓器駆動用電力として蓄電する蓄電手段と、この蓄電手段の充電状態を検出する充電状態検出手段と、この充電状態検出手段で検出された充電状態を体外へ送信する充電状態送信手段とを備え、人工臓器と共に体内に全体が埋設される蓄電装置と、

（B）前記一対のコイル手段の中の1次側コイルの働きをする送電コイル手段と、この送電コイル手段に交流を出力する交流出力手段と、前記充電状態送信手段から体外に送信された充電状態を受信する充電状態受信手段と、この充電状態受信手段で受信された充電状態を報知する充電状態報知手段とを備え、蓄電装置とは別体で全体が体外に配置される給電装置とを備え、 20

蓄電装置に受電コイル手段と送電コイル手段の間に生じた位置ずれの大きさ（コイルずれ量）を検出するコイルずれ量検出手段が配備され、

蓄電装置に受電コイル手段と送電コイル手段の間に生じた位置ずれの方向（コイルずれ方向）を検出するコイルずれ方向検出手段が配備され、

前記蓄電装置に備えられた複数個の受電コイル手段は、前記コイルずれ量検出手段で検出するコイルずれ量と、前記コイルずれ方向検出手段で検出するコイルずれ方向との検出に用いられる検出素子であり、

前記充電状態送信手段は、さらにコイルずれ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、前記給電装置は、コイルずれ量を報知するコイルずれ量報知手段およびコイルずれ方向を報知するコイルずれ方向報知手段の少なくとも一つ 30

を備えたことを特徴とするものである。

#### 【0006】

（作用・効果）請求項1に記載の発明によれば、人工臓器用非侵襲式充電システム（以下、適宜「充電システム」と略記）による充電の際、蓄電装置とは別体で全体が体外に配置された給電装置を用いて人工臓器と共に体内に全体が埋設された蓄電装置に対して次のように充電がおこなわれる。

#### 【0007】

電力伝送用の一対のコイル手段の中の1次側コイルとして働く給電装置側の送電コイル手段と、前記一対のコイル手段の中の2次側コイルとして働く蓄電装置側の受電コイル手段とが、電磁結合、電磁誘導、あるいは電磁波により電力伝送可能となるように両コイル手段をセットして充電システムを稼働させる。そうすると、給電装置の交流出力手段から出力される充電に必要な交流が体外の送電コイル手段から蓄電装置の側へ送り出される一方、送電コイル手段から送り出される交流は体内の受電コイル手段で受電された後、整流手段で整流されてから蓄電手段へ送り込まれる。蓄電手段では整流手段からの出力を人工臓器駆動用電力として蓄電してゆく。 40

#### 【0008】

他方、蓄電装置の蓄電手段の充電状態は、充電状態検出手段により検出されて充電状態送信手段で体外へ送信される。体外へ送信された充電状態は、給電装置の充電状態受信手段により受信されて充電状態報知手段で報知される。充電状態の報知により蓄電装置の蓄電 50

手段の充電状態を体外でチェックし、充電状態が所定の状態に達すれば充電は完了となる。

#### 【0009】

このように、請求項1に記載の発明によれば、1次側コイルとして働く体外の送電コイル手段から2次側コイルとして働く体内の受電コイル手段へ、充電に必要な交流が電磁結合、電磁誘導、あるいは電磁波の形態で伝送される。その結果、身体を切開することなく、蓄電装置を体内に埋設したまま非侵襲で蓄電手段を充電できる。また、蓄電装置における蓄電手段の充電状態は、体内の蓄電装置側で検出されて体外へ送信されると共に体外の給電装置側で受信されて報知されるので、充電中に蓄電手段の充電状態をチェックできる。その結果、充電不足を回避して蓄電手段を確実に充電できる。

10

#### 【0010】

また、蓄電装置に受電コイル手段と送電コイル手段の間に生じた位置ずれの大きさ（コイルずれ量）を検出するコイルずれ量検出手段が配備されていると共に、給電装置にコイルずれ量検出手段で検出されたコイルずれ量を報知するコイルずれ量報知手段が配備されているものである。

#### 【0011】

（作用・効果）コイルずれ量検出手段により受電コイル手段と送電コイル手段の間のコイルずれ量が検出されてコイルずれ量報知手段により体外側で報知されるので、受電コイル手段と送電コイル手段との間の位置ずれの程度を知ることができる。その位置ずれの程度に応じて両コイル手段をセットし直すことにより、両コイルを適正な位置にセットできるので、蓄電装置への充電を効率よく行うことができる。

20

#### 【0012】

また、蓄電装置に受電コイル手段と送電コイル手段の間に生じた位置ずれの方向（コイルずれ方向）を検出するコイルずれ方向検出手段が配備されていると共に、給電装置にコイルずれ方向検出手段で検出されたコイルずれ方向を報知するコイルずれ方向報知手段が配備されているものである。

#### 【0013】

（作用・効果）コイルずれ方向検出手段により受電コイル手段と送電コイル手段の間のコイルずれ方向が検出されてコイルずれ方向報知手段により体外側で報知されるので、受電コイル手段と送電コイル手段との間のずれの方向が分かるので、受電コイル手段と送電コイル手段の間のずれを容易に修正できる。

30

#### 【0014】

また、請求項2の発明は、請求項1に記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、複数個の受電コイル手段を平面的に隣接して配置されているものである。

#### 【0015】

（作用・効果）請求項2に記載の発明によれば、複数個の受電コイル手段を平面的に隣接して配置している。

#### 【0016】

また、請求項3の発明は、請求項1または2のいずれかに記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、充電状態送信手段は、蓄電手段で一定の充電実行期間が経過する毎にコイルずれ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、給電装置は、コイルずれ量報知手段と前記コイルずれ方向報知手段とを備えているものである。

40

#### 【0017】

（作用・効果）請求項3に記載の発明によれば、充電状態送信手段は、蓄電手段で一定の充電実行期間が経過する毎にコイルずれ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、これら充電状態送信手段から送信された、コイルずれ量を給電装置のコイルずれ量報知手段は報知し、コイルずれ方向を給電装置のコイルずれ方向報知手段は報知する。

#### 【0018】

また、請求項4の発明は、請求項1または2のいずれかに記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、充電状態送信手段は、蓄電手段で一定の充電実行期間が経過する毎

50

に蓄電装置の充電状態と、コイルずれ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、給電装置は、コイルずれ量報知手段とコイルずれ方向報知手段とを備えているものである。

#### 【0019】

(作用・効果) 請求項4に記載の発明によれば、充電状態送信手段は、蓄電手段で一定の充電実行期間が経過する毎に蓄電装置の充電状態、コイルずれ量と、コイルずれ方向とを体外へ送信し、これら充電状態送信手段から送信された、蓄電装置の充電状態を給電装置の充電状態報知手段は報知し、コイルずれ量を給電装置のコイルずれ量報知手段は報知し、コイルずれ方向を給電装置のコイルずれ方向報知手段は報知する。

#### 【0020】

また、請求項5の発明は、請求項1から4のいずれかに記載の人工臓器用非侵襲式充電システムにおいて、蓄電装置の蓄電手段が電気二重層コンデンサであるというものである。  
10

#### 【0021】

(作用・効果) 請求項5に記載の発明によれば、電気二重層コンデンサが、小型でも大容量であるので、コンパクトで十分な蓄電機能を有するうえ、繰り返し充電による劣化等も少なくて寿命が長く、しかも発熱量も少ないことから、電気二重層コンデンサからなる蓄電手段は、他の充電式電池等に比べて優れたものとなる。

#### 【0022】

さらに、請求項6の発明は、人工臓器用非侵襲式充電システムに用いる蓄電装置であって、請求項1から5のいずれかに記載されている蓄電装置であることを特徴とするものである。  
20

#### 【0023】

(作用・効果) 請求項6に記載の発明の蓄電装置は、人工臓器駆動電源として機能する蓄電装置を体内に埋設したままで体外から非侵襲で確実に充電できる充電システムの蓄電装置として用いることができる。

#### 【0024】

さらに、請求項7の発明は、人工臓器用非侵襲式充電システムに用いる給電装置であって、請求項1から5のいずれかに記載されている給電装置であることを特徴とするものである。

#### 【0025】

(作用・効果) 請求項7に記載の発明の給電装置は、人工臓器駆動電源として機能する蓄電装置を体内に埋設したままで体外から非侵襲で確実に充電できる充電システムの給電装置として用いることができる。  
30

#### 【0026】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る人工臓器用非侵襲式充電システム、並びにこのシステムに用いる蓄電装置、および給電装置の各一実施例を説明する。図1は実施例に係る充電システムの全体構成を示すブロック図、図2は実施例の充電システムによる充電実行時の状況を示す概略図である。

#### 【0027】

実施例の充電システムは、図1および図2に示すように、人工臓器としての例えば心臓ペースメーカー3と共にシリコン樹脂等でモールドされるなどした状態でペースメーカー3の装着者Mの体内に全体が埋設される蓄電装置1と、この蓄電装置1とは別体で全体がペースメーカー3の装着者Mの体外に配置される給電装置2とからなる。装着者Mの体内ではペースメーカー3が蓄電装置1から駆動用電力の供給を受けながら心臓に直に電気パルスを与えて刺激することで装着者Mの心臓を規則正しく拍動させ続ける。  
40

#### 【0028】

蓄電装置1は、電力伝送用の一対のコイルの中の2次側コイルの働きをする受電コイル(受電コイル手段)4と、この受電コイル4が受電した交流を整流して出力する全波整流ブリッジ(整流手段)5と、全波整流ブリッジ5からの出力による充電でペースメーカー駆動

用電力が蓄積される電気二重層コンデンサ（蓄電手段）6を備えている他、全波整流ブリッジ5と電気二重層コンデンサ（EDLC）6との間にリップル除去用コンデンサ7および逆流防止用ダイオード8を備えている。

#### 【0029】

給電装置2は、電力伝送用の一対のコイルの中の1次側コイルの働きをする送電コイル（送電コイル手段）9と、この送電コイル9に100kHz～2GHz程度の周波数の交流を出力する交流発振器（交流出力手段）10を備え、送電コイル9は自由に動かせるようにケーブル9Aで本体ケース2Aへ接続されている。なお、受電コイル4および送電コイル9は、通常、20～50mm程度の直径を有し、送電コイル9の方がやや大きめになっている。

10

#### 【0030】

実施例の充電システムにより充電を実行する際は、受電・送電コイル4, 9が電磁結合、電磁誘導、あるいは電磁波により電力伝送可能となるように、体外の給電装置2の送電コイル9を体内の蓄電装置1の受電コイル4に対向する位置にセットしてから、充電システムを稼働させる。そうすると、給電装置2の交流発振器10から出力される充電に必要な交流が体外の送電コイル9から体内の蓄電装置1の側へ伝送される。送電コイル9から伝送された交流は体内の受電コイル4で受電された後、全波整流ブリッジ5で整流されてから電気二重層コンデンサ6へ送り込まれる。電気二重層コンデンサ6では全波整流ブリッジ5からの出力でペースメーカー駆動用電力が蓄積されてゆく。電気二重層コンデンサ（蓄電手段）6は小型でも大容量であるので、コンパクトで十分な蓄電機能を有するうえ、繰り返し充電による劣化等も少なくて寿命が長く、しかも発熱量も少ないとから、他の充電式電池等よりも適している。

20

#### 【0031】

また、蓄電装置1は電気二重層コンデンサ6の充電状態を示す充電電圧を検出する電圧モニタ回路（充電状態検出手段）11を備えている。この電圧モニタ回路11は、検出した電気二重層コンデンサ6の充電電圧を2次側制御回路12へ出力するのに加え、電気二重層コンデンサ6の充電電圧がペースメーカー3の作動電圧である2.3Vに達すると充電を自動的に停止するように構成されている。本実施例では、電気二重層コンデンサ6の耐圧が2.5Vであるので、電気二重層コンデンサ6の充電電圧が耐圧未満の電圧の2.3Vを上限としている。

30

#### 【0032】

そして、2次側制御回路12は、以下に述べるように、共振回路13と協働して電圧モニタ回路11が検出した充電電圧に対応する充電状態を体外に伝達する充電状態送信手段を構成している。共振回路13は、受電コイル4と、これに並列に接続されたコンデンサ13Aとディジタル可変抵抗器13Bとからなる。本来、受電・送電コイル4, 9による電力伝送作用は共振状態の下で行われる構成となっている。またディジタル可変抵抗器13Bは、2次側制御回路12から出力されるディジタル信号によって抵抗値が離散的（段階的）に変化させられる抵抗器である。共振回路13による共振状態は、ディジタル可変抵抗器13Bの変化に伴ってフル共振状態から事実上の完全無共振状態まで段階的に変化する。この共振回路13による2次側での共振状態の変化は、受電コイル4から送電コイル9を経て1次側に伝わり、送電コイル9の両端の電圧が共振状態の程度に応じて変動するので、これをを利用して電気二重層コンデンサ6の充電状態を体外へ伝達している。

40

#### 【0033】

一方、実施例に係る充電システムの充電プロセスの場合、図3に示すように、一定の充電実行期間が経過する毎に検出結果伝達期間が設定されている。検出結果伝達期間の前半が充電状態伝達期間として設定されている。そして、充電実行期間の間は、全期間を通してディジタル可変抵抗器13Bが共振回路13による共振状態をフル共振状態とする抵抗値となるように2次側制御回路12からにディジタル信号が可変抵抗器13Bに送られる。充電実行期間の間は、全期間を通して共振回路13による共振状態がフル共振状態となって充電電力が効率よく伝送される。

50

**【0034】**

他方、2次側制御回路12では、電気二重層コンデンサ6の充電電圧範囲(0V~2.3V)が、図4に示すように、1~8個のパルスの数と対応付けられた8段階で区分け設定されていると共に、1回の充電状態伝達期間中に電圧モニタ回路11で検出された電気二重層コンデンサ6の充電電圧に該当する個数のパルスを給電装置2の側へ送出することで充電状態を体内から体外へ伝達する構成とされている。具体的には、1回の充電状態伝達期間中、ディジタル可変抵抗器13Bが共振回路13による共振状態を所定の短時間だけ完全無共振状態とする抵抗値となるように2次側制御回路12からディジタル信号が可変抵抗器13Bに送られる回路動作が、充電電圧に該当する個数のパルスが出力されるよう繰り返し行われる。

10

**【0035】**

上記のようにして、体内からパルスのかたちで体外へ伝達された電気二重層コンデンサ6の充電状態は、次に述べるように、給電装置2の送電コイル9の両端の電圧変化に基づいて検知される。即ち、送電コイル9の両端の電圧を整流ダイオード14Aと抵抗値14Bおよびコンデンサ14Cからなる電圧平滑回路14で検出して1次側制御回路15に出力すると共に、1次側制御回路15で電圧平滑回路14の出力変化を検出することによって、1回の充電状態伝達期間中における蓄電装置1の充電状態(パルスの個数)を知るようになっている。なお、本実施例では蓄電装置から送られたパルス列を平滑化して、その電圧値からパルスの個数を検知しているが、パルスの個数を直接に計数してもよい。

**【0036】**

20

例えば、図5(a)に示すように、1回の充電状態伝達期間中、共振回路13による共振状態が一定期間だけ完全無共振状態に移行することが4回繰り返されると、1次側制御回路15では、図5(b)に示すように、4個のパルスがカウントされる。そして、1次側制御回路15で1回の充電状態伝達期間中に8個のパルスがカウントされると、電気二重層コンデンサ6の充電電圧が2.3Vに達しフル充電状態に達したことが検知される。よって、実施例の場合、送電コイル9と電圧平滑回路14と1次側制御回路15とが、体内から体外に伝達される電気二重層コンデンサ6の充電状態を受信する充電状態受信手段を構成する。

**【0037】**

30

さらに、給電装置2では、電気二重層コンデンサ6の充電状態をリアルタイムで表示する充電状態表示パネル(充電状態報知手段)16が1次側制御回路15の後段に設けられていて、1次側制御回路15でカウントされたパルスの個数に対応する個数の発光ダイオード16aが点灯させられることにより、電気二重層コンデンサ6の充電状態が報知される。

**【0038】**

30

また、実施例の充電システムの場合、以下に述べるように、セットされた受電・送電コイル4,9の間の位置ずれ量(コイルずれ量)を蓄電装置1の側で検出すると共に、電気二重層コンデンサ6の充電状態の体外への伝達の場合に準じて、検出したコイルずれ量を共振回路13による共振状態を変化させることにより、電力伝送用の受電・送電コイル4,9を介して体外へ伝達する構成とされている。受電・送電コイル4,9のコイルずれ量に比例して充電電力の伝送効率が低下し、充電時間が長くなるので、受電コイル4と送電コイル9の間の位置ずれを検出して体外でチェックできるようにするのである。受電・送電コイル4,9間のコイルずれ量と受電・送電コイル4,9間の電力伝送効率とは逆比例の関係にあり、コイルずれ量が大きいほど受電コイル4の両端に生じる交流の電圧は低くなる。つまり、受電コイル4の両端の電圧はコイルずれ量と逆比例の対応関係にある。

40

**【0039】**

蓄電装置1では、コイルずれ量に対応する受電コイル4の両端の電圧を、整流ダイオード17Aと抵抗値17Bおよびコンデンサ17Cからなる電圧平滑回路17で平滑化し、その電圧値を2次側制御回路12で検出する。したがって、電圧平滑回路17および2次側制御回路12は、本発明におけるコイルずれ量検出手段に相当する。

50

**【0040】**

一方、2次側制御回路12では、図6に示すように、電圧平滑回路17の出力電圧範囲が予め例えれば5段階に区分されると共に、各出力電圧区分には電圧の小さい側から順に、完全無共振状態の側から順次段階的に共振レベルが上昇するように設定された5段階の共振レベル1～5がそれぞれ割り振られている。共振レベル1～5の設定は、共振レベル5と完全無共振状態の間の変化で生じる送電コイル9の両端の電圧変化が、フル共振状態と完全無共振状態の間の変化で生じる送電コイル9の両端の電圧変化の約半分となるように設定される。これは、送電コイル9の両端の電圧変化が、充電状態の伝達によるものか、コイルずれ量の伝達によるものかを容易に識別できるようにする為である。さらに、図6に示すように、2次側制御回路12では、5段階の各共振状態1～5の時のデジタル可変抵抗器13Bの抵抗値に対応するデジタル信号が共振状態1～5と対応付けられたかたちで設定されている。

**【0041】**

他方、実施例の充電システムの充電プロセスの場合、図3に示すように、検出結果伝達期間の後半がコイルずれ量伝達期間として設定されているので、コイルずれ量伝達期間中、2次側制御回路12では、電圧平滑回路17で検出された電圧が該当するコイルずれ量相当の電圧区分が認定されると共に、共振回路13による共振状態が、認定された電圧区分に対応する共振状態となるように2次側制御回路12からデジタル可変抵抗器13Bにデジタル信号が送られる。例えば、電圧平滑回路17で検出された電圧が電圧区分(V3～V4)と認定された場合は、共振回路13による共振は共振状態3とされる。

**【0042】**

そして、2次側で共振回路13による共振状態の変化が起こるのに伴って、1次側である給電装置2では、やはり送電コイル9の両端の電圧が変化する現象が起こる。そこで給電装置2は、この現象を利用して体外に伝達された受電・送電コイル4,9の間のコイルずれ量を検知する。コイルずれ量が大きいほど共振回路13の共振状態がフル共振状態から遠ざかるので送電コイル9の両端の電圧はコイルずれ量に比例して低下する。

**【0043】**

具体的には、送電コイル9の両端の電圧を電圧平滑回路14で平滑化して、その電圧値を1次側制御回路15でチェックしてコイルずれ量を検知する。1次側制御回路15の場合、図7に示すように電圧平滑回路14の出力電圧範囲を電圧平滑回路17の出力電圧範囲の区分(つまりコイルずれ量Q)と対応付けて5段階で区分けし、電圧平滑回路14から出力される電圧の値を1次側制御回路15でチェックして該当する区分を認定し、コイルずれ量を検知する。

**【0044】**

なお、1次側制御回路15は、上記の他、電圧平滑回路14の出力電圧の変化がフル共振状態と完全無共振状態の間の変化で生じる電圧変化と同一か、その半分かをチェックし、同一なら充電状態の伝達と認識して処理し、半分ならコイルずれ量の伝達と認識して処理し混同を避ける構成とされている。

**【0045】**

加えて、給電装置2では、受電・送電コイル4,9の間のコイルずれ量を表示するコイルずれ量表示パネル(コイルずれ量報知手段)18が1次側制御回路15の後段に設けられていて、1次側制御回路15で検知されたコイルずれ量の程度に見合った個数の発光ダイオード18aを点灯させることにより、コイルずれ量が報知される。

**【0046】**

続いて、以上に説明した実施例の充電システムにより電気二重層コンデンサ6の充電を実行する時の状況を図面を参照しながら説明する。図8は実施例の充電システムによる充電経過を示すフローチャートである。

**【0047】**

[ステップS1] 体内の蓄電装置1の受電コイル4に対向する位置に体外の給電装置2の送電コイル9をセットする。

10

20

30

40

50

**【0048】**

〔ステップS2〕給電装置2の交流発振器10が発振を開始して充電電力の伝送が始まるのに伴って、電気二重層コンデンサ6が充電されてゆく。

**【0049】**

〔ステップS3〕充電状態伝達期間が到来すると、電圧モニタ回路11と2次側制御回路12および共振回路13が協働して、電気二重層コンデンサ6の充電電圧を検出し、その充電電圧に対応する個数のパルスを受電・送電コイル4, 9を介して体内から体外へ伝達する。

**【0050】**

〔ステップS4〕給電装置2の側では、電圧平滑回路14と1次側制御回路15が協働して、パルスの数に変換されたかたちで体外に伝達されてきた電気二重層コンデンサ6の充電状態を検知する。 10

**【0051】**

〔ステップS5〕給電装置2の充電状態表示パネル16が、検知された電気二重層コンデンサ6の充電状態に見合った個数の発光ダイオード16aを点灯する。

**【0052】**

〔ステップS6〕コイルずれ量伝達期間が到来すると、電圧平滑回路17と2次側制御回路12および共振回路13が協働して、受電・送電コイル4, 9の間のコイルずれ量を検出し受電・送電コイル4, 9を介して体内から体外へ伝達する。

**【0053】**

〔ステップS7〕給電装置2の側では、電圧平滑回路14と1次側制御回路15が体外に伝達されてきた受電・送電コイル4, 9の間のコイルずれ量を検知する。 20

**【0054】**

〔ステップS8〕給電装置2のコイルずれ量表示パネル18が発光ダイオード18aを受電・送電コイル4, 9の間のコイルずれ量に見合った数だけ点灯する。

**【0055】**

〔ステップS9〕電気二重層コンデンサ6がフル充電状態に達する迄は、充電動作が継続されると共に、検出結果伝達期間が到来する毎にステップS3～S8が繰り返されて充電状態およびコイルずれ量の検出・報知プロセスが続けられる。充電動作中、オペレータ(システム運転者)は、充電状態表示パネル16で電気二重層コンデンサ6の充電状態を常にチェックする傍ら、コイルずれ量表示パネル18で表示される受電・送電コイル4, 9の間のコイルずれ量が所定以上であれば、受電・送電コイル4, 9の位置ずれを修正し、充電電力が効率よく伝送されるようにする。そして、電気二重層コンデンサ6がフル充電状態に達すると、充電が完了となり、充電システムによる充電動作が終了することになる。 30

**【0056】**

実施例の充電システムの充電機能を試験する為に、受電・送電コイル4, 9間に厚み10mmの肉切れを挟んだ状態で充電実験を行った。なお、電気二重層コンデンサ6の容量は1Fである。充電実験における電気二重層コンデンサ6の充電電圧の経時変化を図9(a)に示す。図9(a)に示すように、充電開始から440秒で電気二重層コンデンサ6は2.3Vのフル充電状態に達した。 40

**【0057】**

参考として、受電・送電コイル4, 9間に肉切れを挟まず単なる空間とした他は、上記と同様にして充電実験を行った。この充電実験における電気二重層コンデンサ6の充電電圧の経時変化を図9(b)に示す。図9(b)に示すように、充電開始から228秒で電気二重層コンデンサ6は2.3Vのフル充電状態に到達した。

上記の充電実験から、実施例の充電システムの場合、受電・送電コイル4, 9間に皮膚厚み相当の物体が介在すると、充電時間は多少長くなるものの、実用に供することができるだけの充電機能を十分に発揮されることを確認することができた。

**【0058】**

10

20

30

40

50

このように、実施例の充電システムによれば、体内の蓄電装置1の充電に必要な交流を電磁結合、電磁誘導、あるいは電磁波の形態で体外から伝送できるので、身体を切開することなく、蓄電装置1を体内に埋設したまま体外から非侵襲で電気二重層コンデンサ6を充電できる。また、充電実行中、蓄電装置1の電気二重層コンデンサ6の充電状態をオペレータがチェックできるので、充電が確実に行える。加えて、実施例の充電システムの場合、受電・送電コイル4，9の間のコイルずれ量をオペレータが知ることができるので、充電・送電コイル4，9間のコイルのずれを修正することにより、充電を効率よく行うことができる。

#### 【0059】

次に本発明の他の実施例を説明する。他の実施例に係る充電システムは、蓄電装置1の側で受電コイル4と送電コイル9の間に生じた位置ずれの方向（コイルずれ方向）を検出して体内から体外へ伝達すると共に、給電装置2の側で体内から体外へ伝達されたコイルずれ方向を検知して報知する構成とした他は、先の実施例と同様の構成であるので、共通する点の説明は省略し、相違する点のみ説明する。

10

#### 【0060】

他の実施例に係る充電システムは、図10に示すように、受電コイル4の周りに円周方向に沿って90°の等間隔で4個の方向検出コイル19A～19Dが配設されていると共に、送電コイル9の充電電力の伝送に伴って各方向検出コイル19A～19Dに生じる電圧を検出すると共に方向検出コイル19A～19Dの検出電圧を大小比較することで送電コイル9が偏って配置されている方向に位置する方向検出コイルを特定してコイルずれ方向として2次側制御回路12に送出する電圧検出・コイル特定回路20を備えている。送電コイル9の配置の偏り方向に応じて方向検出コイル19A～19Dの検出電圧の間に大小の差が出るので、これに基づいてコイルずれ方向が特定されるのである。よって、方向検出コイル19A～19Dと電圧検出・コイル特定回路20がコイルずれ方向検出手段を構成する。

20

#### 【0061】

2次側制御回路12では、図11に示すように、各方向検出コイル19A～19Dに例えば10～13のパルスの数が割り当てられていて、図12に示すように、検出結果伝達期間においてコイルずれ量伝達期間の後に付加されたコイルずれ方向伝達期間中、電気二重層コンデンサ6の充電状態の体外への伝達の場合と同様にして、電圧検出・コイル特定回路20から送出されてきたコイルをパルスの数に変換するかたちで体内から体外へ伝達する。

30

#### 【0062】

一方、給電装置2の側では、電圧平滑回路14および1次側制御回路15が、体外へ伝達された電気二重層コンデンサ6の充電状態を検知する場合と同様にして、パルスの数をカウントしてコイルずれ方向を検知し、コイルずれ方向表示パネル（図示省略）で報知する。

40

#### 【0063】

この実施例の場合、オペレータは受電・送電コイル4，9の間のコイルずれ方向を知ることができるので、受電・送電コイル4，9間のコイルのずれを修正するのが容易となる。

#### 【0064】

本発明は、上記の実施例に限られるものではなく、以下のように変形実施することも可能である。

(1) 上記の両実施例では、蓄電装置1の蓄電手段が電気二重層コンデンサ6であったが、電気二重層コンデンサ6に代えて各種の充電式電池（例えばリチウム電池）を蓄電手段として用いることができる。

#### 【0065】

(2) 上記の両実施例では、共振回路13の抵抗素子の抵抗値を変えて共振状態を変化させる構成であったが、共振回路13の容量素子（コンデンサ）の容量を変えて共振状態を変化させる構成としてもよい。

50

**【0066】**

(3) 電気二重層コンデンサ6の充電状態や受電・送電コイル4, 9の間のコイルずれ量およびコイルずれ方向は、上記の両実施例のようにパルスの数あるいは電圧の大小で体外に伝達する他に、経時的に連続する複数のパルスを利用しコード化することで体外に伝達するようにしてもよい。

**【0067】**

(4) 大径の送電コイル9が病室のベッドに据えつけられていて、寝たきりの病人の体内に埋設された蓄電装置1の電気二重層コンデンサ6を充電することができるよう構成されている他は、上記の両実施例と同様の構成の充電システムを、変形実施例として挙げることができる。

10

**【0068】**

(5) 上記の両実施例では、電気二重層コンデンサ6の充電状態や受電・送電コイル4, 9の間のコイルずれ量およびコイルずれ方向が受電・送電コイル4, 9を介して体外に伝達される構成であったが、電気二重層コンデンサ6の充電状態や受電・送電コイル4, 9の間のコイルずれ量およびコイルずれ方向は、受電・送電コイル4, 9とは別に設けられた二つのコイルで体外に伝達される構成の充電システムを、変形実施例として挙げることができる。

**【0069】**

(6) 図10に示した例では、受電・送電コイル4, 9間のコイルずれ方向を検出するために4つの方向検出コイル19A～19Dを受電コイル4の周囲に配設したが、これに代えて例えば受電コイル4を4つの分割したコイルで構成してもよい。すなわち、分割された4つの受電コイルを平面的に隣接して配置しておくと、送電コイル9のセット位置がずれた場合、4つの受電コイルの出力に偏りが生じる。したがって、これら4つの受電コイルの出力の大小を比較することによって、4つの受電コイルと、送電コイル9とのコイルずれ方向を知ることができる。

20

(7) 上記の両実施例では、人工臓器が心臓ペースメーカーであったが、本発明の対象となる人工臓器は、心臓ペースメーカーに限らず、例えば人工心臓、人工腎臓、人工膀胱などが挙げられる。

**【0070】****【発明の効果】**

30

以上の説明から明らかなように、本発明の充電システムによれば、体内にある蓄電装置の蓄電手段を充電するのに必要な交流を体外の給電装置から伝送することができるので、人工臓器装着者の身体を切開することなく人工臓器と共に体内に埋設された蓄電装置を体内に埋設したまま体外から非侵襲で充電することができる。また、充電実行中に蓄電装置における蓄電手段の充電状態を知ることができるので、充電不足を回避して蓄電手段を確実に充電することができる。

**【0071】**

さらに、本発明に係る蓄電装置は、人工臓器駆動電源として機能する蓄電装置を体内に埋設したままで体外から充電電力を伝送して蓄電装置を非侵襲で確実に充電できる充電システムの蓄電装置として用いることができる。

40

**【0072】**

さらに、本発明に係る給電装置は、人工臓器駆動電源として機能する蓄電装置を体内に埋設したままで体外から充電電力を伝送して蓄電装置を非侵襲で確実に充電できる充電システムの給電装置として用いることができる。

**【図面の簡単な説明】**

【図1】実施例に係る充電システムの全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施例の充電システムによる充電実行時の状況を示す概略図である。

【図3】充電実行時の検出結果伝達期間の割当て状況を示すタイムチャートである。

【図4】充電電圧範囲とパルス割当て個数の関係を示すテーブルチャートである。

【図5】実施例での充電状態の伝達・検知状況を説明するタイムチャートである。

50

【図6】コイルずれ量に関連する2次側の各ファクター間の関係を示すテーブルチャートである。

【図7】コイルずれ量に関連する1次側と2次側の間の関係を示すテーブルチャートである。

【図8】実施例の充電システムによる充電経過を示すフローチャートである。

【図9】充電システムによる充電実験での充電状態の経時変化を示すグラフである。

【図10】他の実施例の充電システムにおけるコイルずれ方向検出用の構成を示すブロック図である。

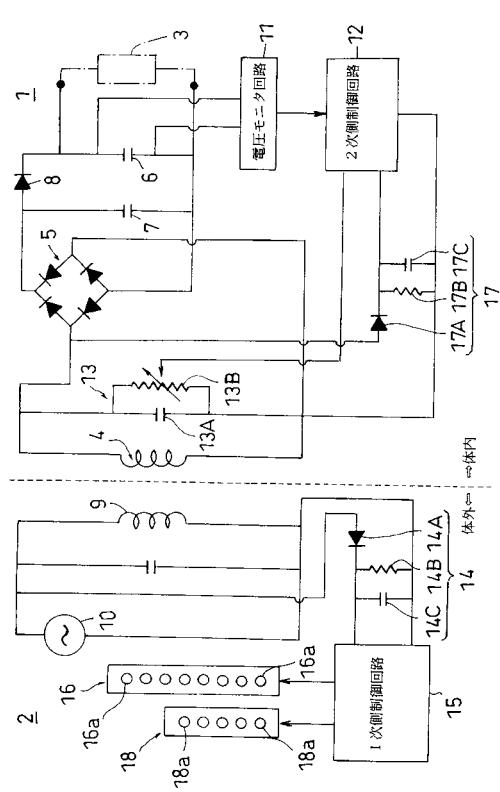
【図11】コイルずれ方向とパルス割当て個数の関係を示すテーブルチャートである。

【図12】充電実行時のコイルずれ方向伝達期間の割当て状況を示すタイムチャートである。 10

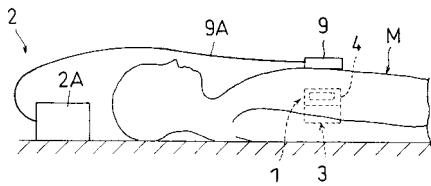
#### 【符号の説明】

1	... 蓄電装置	
2	... 給電装置	
3	... 人工心臓ペースメーカー(人工臓器)	
4	... 受電コイル(受電コイル手段、充電状態送信手段)	
5	... 全波整流ブリッジ(整流手段)	
6	... 電気二重層コンデンサ(蓄電手段)	
9	... 送電コイル(送電コイル手段、充電状態受信手段)	
10	... 交流発振器(交流出力手段)	20
11	... 電圧モニタ回路(充電状態検出手段)	
12	... 2次側制御回路(充電状態送信手段)	
13	... 共振回路(充電状態送信手段)	
14	... 電圧平滑回路(充電状態受信手段)	
15	... 1次側制御回路(充電状態受信手段)	
16	... 充電状態表示パネル(充電状態報知手段)	
17	... 電圧平滑回路(コイルずれ量検知手段)	
18	... コイルずれ量表示パネル(コイルずれ量報知手段)	
19 A ~ 19 D	... 方向検出コイル(コイルずれ方向検出手段)	
20	... 電圧検出・コイル特定回路(コイルずれ方向検出手段)	30

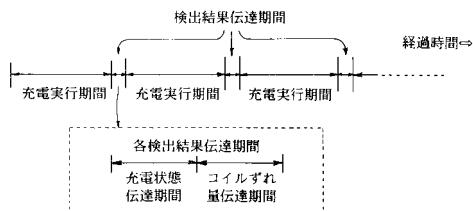
【図1】



【図2】



【図3】

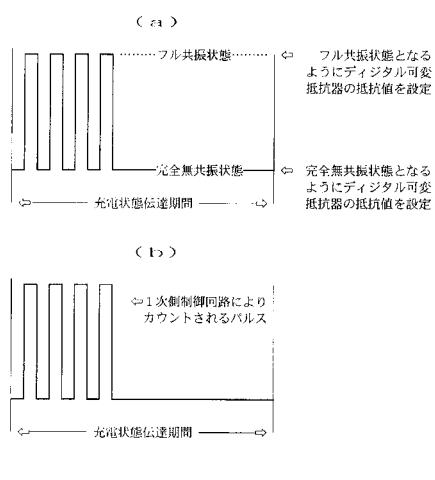


【図4】

充電電圧範囲 (ボルト)	パルスの数 (個)	充電電圧範囲 (ボルト)	パルスの数 (個)
0 ~ V1	1	V4 ~ V5	5
V1 ~ V2	2	V5 ~ V6	6
V2 ~ V3	3	V6 ~ 2.3未満	7
V3 ~ V4	4	2.3以上	8

但し、0ボルト < V1 < V2 < V3 < V4 < V5 < V6 < 2.3ボルト

【図5】



【図6】

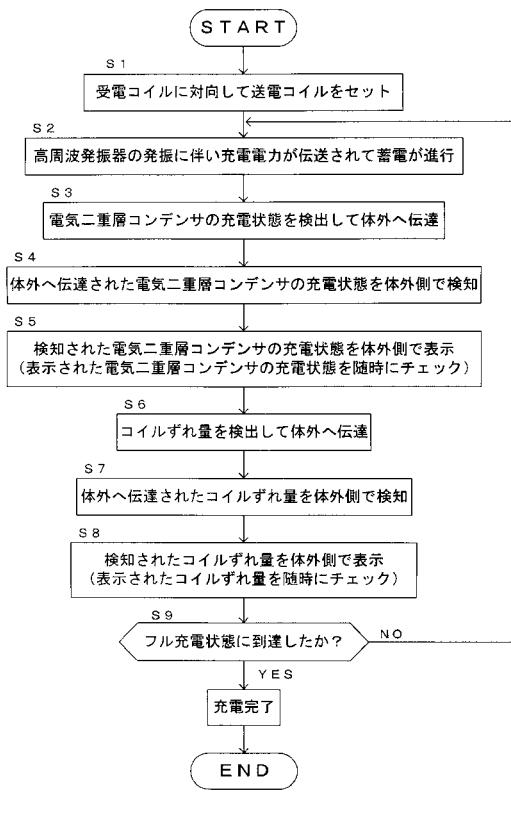
出力電圧範囲 ボルト	コイルずれ量 範囲 Q (mm)	デジタル可変 抵抗器の抵抗値	共振状態
v 1 ~ v 2	Q 1 以上	抵抗値 1	共振状態 1
v 2 ~ v 3	Q 1 ~ Q 2	抵抗値 2	共振状態 2
v 3 ~ v 4	Q 2 ~ Q 3	抵抗値 3	共振状態 3
v 4 ~ v 5	Q 3 ~ Q 4	抵抗値 4	共振状態 4
v 5 以上	Q 4 未満	抵抗値 5	共振状態 5

但し、v 1 < v 2 < v 3 < v 4 < v 5。共振状態 1 が完全無共振状態に近い側  
Q 4 < Q 3 < Q 2 < Q 1

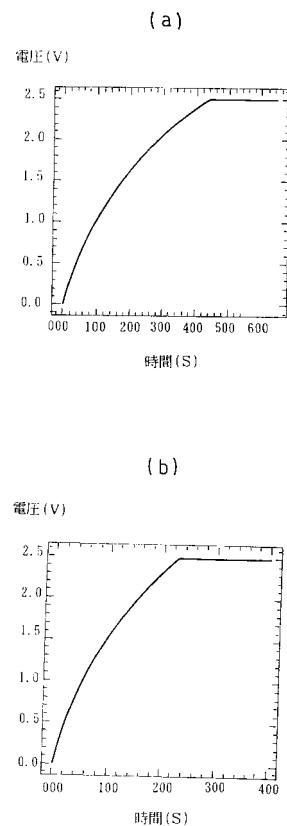
【図7】

電圧平滑回路 1 7 の出力電圧範 囲 (ボルト)	電圧平滑回路 1 4 の出力電圧範 囲 (ボルト)	コイルずれ量 範囲 Q (mm)
v 1 ~ v 2	v a ~ v b	Q 1 以上
v 2 ~ v 3	v b ~ v c	Q 1 ~ Q 2
v 3 ~ v 4	v c ~ v d	Q 2 ~ Q 3
v 4 ~ v 5	v d ~ v e	Q 3 ~ Q 4
v 5 以上	v e 以上	Q 4 未満

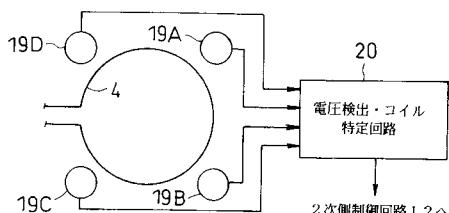
【図 8】



【図 9】



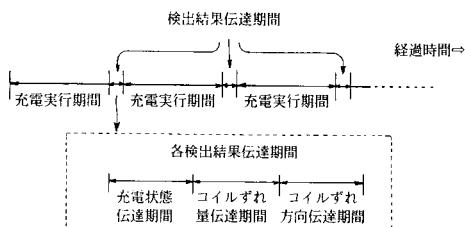
【図 10】



【図 11】

特定コイルの種類	パルスの数 (個)
コイル 19 A	10
コイル 19 B	11
コイル 19 C	12
コイル 19 D	13

【図 12】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭50-60085(JP,A)  
特開昭51-133994(JP,A)  
特開平6-109862(JP,A)  
特開平7-135025(JP,A)  
特開平8-257144(JP,A)  
特開平11-123244(JP,A)  
特表平8-509637(JP,A)  
特表平9-503054(JP,A)  
特表平10-509901(JP,A)  
特表平11-506646(JP,A)  
特表2001-519200(JP,A)  
実開昭57-163247(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 1/378

G01V 3/10

H02J 7/00

H02J 17/00