

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4534026号
(P4534026)

(45) 発行日 平成22年9月1日(2010.9.1)

(24) 登録日 平成22年6月25日(2010.6.25)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 M 1/12 (2006.01)	A 6 1 M 1/12
H 0 2 J 7/00 (2006.01)	H 0 2 J 7/00 3 0 1 D
H 0 2 J 17/00 (2006.01)	H 0 2 J 17/00 B
H 0 2 M 3/28 (2006.01)	H 0 2 M 3/28 U

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-365490 (P2004-365490)	(73) 特許権者	803000115
(22) 出願日	平成16年12月17日(2004.12.17)		学校法人東京理科大学
(65) 公開番号	特開2005-329226 (P2005-329226A)		東京都新宿区神楽坂一丁目3番地
(43) 公開日	平成17年12月2日(2005.12.2)	(74) 代理人	100106002
審査請求日	平成19年12月13日(2007.12.13)		弁理士 正林 真之
(31) 優先権主張番号	特願2004-71062 (P2004-71062)	(74) 代理人	100116872
(32) 優先日	平成16年3月12日(2004.3.12)		弁理士 藤田 和子
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	塚越 智之
(31) 優先権主張番号	特願2004-128170 (P2004-128170)		千葉県野田市山崎2641 東京理科大学
(32) 優先日	平成16年4月23日(2004.4.23)	(72) 発明者	柴 建次
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		千葉県野田市山崎2641 東京理科大学

特許法第30条第1項適用 平成15年9月15日に日本人工臓器学会が発行した刊行物である「人工臓器」32巻2号(第41回 日本人工臓器学会大会予稿集)S-145ページにて発表

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】埋込み可能な駆動部を備える医療装置、およびその電源制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体内埋込み可能な駆動部と、
前記駆動部を駆動する電力として供給側電流および供給側電圧を発生する電源部と、
前記電源部からの電力が入力する1次コイル、および、前記電源部から前記1次コイルを介して伝送された電力により前記駆動部に駆動部側電流および駆動部側電圧を供給する2次コイルを有するトランスと、を備え、
前記電源部は、
前記1次コイルに入力した前記供給側電流を検知する電流検知部と、
前記電流検知部の検知結果を含むパラメータを、前記電源部と、前記トランスと、前記駆動部と、を構成要素とする電気的な等価回路の閉路方程式に算入して、前記2次コイルから前記駆動部に供給される前記駆動部側電圧をほぼ一定の目標値とするための前記供給側電圧の目標値を演算し、当該供給側電圧の目標値に基づいて、前記電源部で発生する前記供給側電圧を制御する電圧制御部と、
を備えることを特徴とする医療装置。

【請求項2】

前記電源部は、直流電力を発生する直流電源および前記直流電源からの直流電力を交流電力に変換し前記1次コイルに供給するスイッチング回路を備え、
前記駆動部は、前記2次コイルからの交流電力を直流電力に変換する整流平滑回路を備え、

前記供給側電圧は前記スイッチング回路の出力電圧であり、前記供給側電流は前記スイッチング回路の出力電流であり、前記駆動部側電圧は、前記２次コイルの出力電圧であることを特徴とする請求項１記載の医療装置。

【請求項３】

前記電源部は、直流電力を発生する直流電源および前記直流電源からの直流電力を交流電力に変換し前記１次コイルに供給するスイッチング回路を備え、

前記駆動部は、前記２次コイルからの交流電力を直流電力に変換する整流平滑回路を備え、

前記供給側電圧は前記直流電源の出力電圧であり、前記供給側電流は前記直流電源の出力電流であり、前記駆動部側電圧は、前記整流平滑回路の変換出力電圧であることを特徴とする請求項１記載の医療装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、例えば、完全埋込型人工心臓装置といった、埋込み可能な駆動部を備える医療装置に関し、特に体外結合型経皮エネルギー伝送システムにより駆動部にエネルギーを伝送する医療装置およびその電源制御方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、完全埋込型人工心臓装置といった、埋込み可能な駆動部を備える医療装置における電気エネルギーの供給方法として、経皮的な電磁誘導を用いて非浸襲に電力供給を行う経皮エネルギー伝送システム(Transcutaneous Energy Transmission System: TETS)がある。この方法は、経皮トランスにフェライトコアを用いるか否かで大きく二つに分けられ、フェライトコアを用いるものにはポット型、体外結合型などがあり、フェライトを使用しない空心型には扁平型、傘型、アモルファス磁性線を用いるものがある。中でも体外結合型経皮エネルギー伝送システム(Externally-Coupled TETS: ECTETS)は、高い伝送効率と高い結合率を有するものとして提案されている。

20

【非特許文献１】越地耕二、益田幸一郎、周英明、宇都宮敏男、高野久輝、阿久津哲造：完全埋込式人工心臓駆動用経皮エネルギー伝送システムの開発．人工臓器 18： 533 - 536， 1989

30

【非特許文献２】松木英敏、越地耕二：生体へのエネルギー伝送システム．平成４年電気学会全国大会講演会論文集：S. 21 - 4， 1992

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

ECTETSにおいては、その構造的な特徴から漏洩インダクタンスが生じ、拍動に伴いアクチュエータ駆動電圧、つまり体内側であるTETSの出力電圧が大きく変動する。しかしながら、生体に埋込まれる駆動部としての人工心臓ポンプとなる人工心臓アクチュエータには、一般のアクチュエータと同様に定格動作電圧がある。さらに、生体に埋込まれる人工心臓アクチュエータに対しては、高効率動作すなわち発熱の抑制という観点から、出力電圧の変動を低減することが重要である。

40

【０００４】

人工心臓アクチュエータを駆動する駆動部側電圧の変動を抑える手法として、リード線等により駆動部側電圧を取出し、この電圧を直接フィードバックして制御を行うものが考えられるが、経皮的なエネルギー伝送を行うECTETSにおいては、リード線等による皮膚貫通部が生じることはシステムのメリットを損ない好ましくない。また、ECTETS出力段に、電圧を安定化するための電圧レギュレータを挿入する方法もあるが、体内側での発熱、および大型化を招くため好ましくない。また電力の伝送とは別の経皮情報伝送システムを設けて出力電圧情報のフィードバックを行う方法も考えられるが、回路が大型

50

化し、また、高い通信速度が要求される情報のフィードバック手段としては実用的ではない。

【0005】

本発明は、体内埋込み可能な駆動部、電源部およびトランスを有する医療装置において、駆動部の駆動の電圧すなわち、駆動部側電圧の変動を、簡潔な構成で低減することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の課題を解決するため、本発明は以下のものを提供する。

【0007】

(1) 体内埋込み可能な駆動部と、前記駆動部を駆動する電力として供給側電流および供給側電圧を発生する電源部と、前記電源部からの電力が入力する1次コイル、および、前記電源部から前記1次コイルを介して伝送された電力により前記駆動部に駆動部側電流および駆動部側電圧を供給する2次コイルを有するトランスと、を備え、前記電源部は、前記1次コイルに入力した前記供給側電流を検知する電流検知部と、前記電流検知部の検知結果を含むパラメータを、前記電源部と、前記トランスと、前記駆動部と、を構成要素とする電氣的な等価回路の閉路方程式に算入して、前記2次コイルから前記駆動部に供給される前記駆動部側電圧をほぼ一定の目標値とするための前記供給側電圧の目標値を演算し、当該供給側電圧の目標値に基づいて、前記電源部で発生する前記供給側電圧を制御する電圧制御部と、を備えることを特徴とする医療装置。

【0008】

(1)によれば、電源部とトランスと駆動部とを備える医療装置は、電源部で検知した検知結果を含むパラメータを、予め設定された電氣的な等価回路の閉路方程式に算入して供給側電圧の目標値を演算し、この供給側電圧の目標値に基づいて電源部を制御するようにしたので、駆動部側電圧をほぼ一定の目標値に保つことができる。このことにより、簡潔な構成で、駆動部において負荷が変動する場合にも駆動部側電圧の変動を低く抑えることができる。また、(1)によれば、測定に基づく予測データを保持する必要がなく、また部品の材質を変更等する場合でも、一部のパラメータの変更等により簡易に対応ができる。

【0009】

(2) 前記電源部は、直流電力を発生する直流電源および前記直流電源からの直流電力を交流電力に変換し前記1次コイルに供給するスイッチング回路を備え、前記駆動部は、前記2次コイルからの交流電力を直流電力に変換する整流平滑回路を備え、前記供給側電圧は前記スイッチング回路の出力電圧であり、前記供給側電流は前記スイッチング回路の出力電流であり、前記駆動部側電圧は、前記2次コイルの出力電圧であることを特徴とする(1)記載の医療装置。

【0010】

(2)によれば、(1)記載の医療装置は、スイッチング回路の出力電流を検知し、この結果を、2次コイルの出力電圧をほぼ一定とするための予め求められたデータに適用して直流電源の出力電圧を制御することができる。このような交流-交流制御により、トランスの出力電圧をほぼ一定に保つことができる。トランスのみの特性は、等価回路によるモデルとしての把握がより容易なため、簡易なシステムで駆動部に供給する電圧を安定に保つことができる。

【0013】

(3) 前記電源部は、直流電力を発生する直流電源および前記直流電源からの直流電力を交流電力に変換し前記1次コイルに供給するスイッチング回路を備え、前記駆動部は、前記2次コイルからの交流電力を直流電力に変換する整流平滑回路を備え、前記供給側電圧は前記直流電源の出力電圧であり、前記供給側電流は前記直流電源の出力電流であり、前記駆動部側電圧は、前記整流平滑回路の変換出力電圧であることを特徴とする(1)記載の医療装置。

【 0 0 1 4 】

(3) によれば、(1) 記載の医療装置は、直流電源の出力電流を検知し、この結果を、予め設定された電氣的な等価回路の閉路方程式に算入して供給側電圧の目標値を演算することにより、直流電源の出力電圧を制御することができる。このような直流 - 直流制御により、直流電源、スイッチング回路、トランスそして整流平滑回路を含む一連のシステムの出力電圧をほぼ一定に保つことができる。このことにより、駆動部内の電力消費部分であるアクチュエータにより近い部分の電圧を安定に保つことができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、電源部、駆動部およびトランスを備える医療装置は、電源部の供給側電流を検知し、この結果を、予め設定された電氣的な等価回路の閉路方程式に算入して供給側電圧の目標値を演算し、この供給側電圧の目標値に基づいて電源部を制御することにより、駆動部側電圧をほぼ一定の目標値に保つことができる。このことにより、簡潔な構成で、駆動部において負荷が変動する場合にも駆動部側電圧の変動を低く抑えることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

本発明の実施形態である医療装置を、埋込型人工心臓装置の例により、図を参照して説明する。以下の第 1 実施形態では、体内側となる E C T E T S の出力電圧を予測し制御する上で体外と体内の境界部分である皮膚を含む経皮トランス間の A C - A C エネルギー伝送部のみ の入出力に対する制御を説明する。第 2 実施形態では、A C - A C エネルギー伝送部を含み、D C - D C エネルギー伝送部の入出力に対する制御を説明する。

【 0 0 1 8 】

[第 1 実施形態 A C - A C エネルギー伝送部での制御]

図 1 は、第 1 実施形態の埋込型人工心臓装置 1 0 のブロック図を示す。埋込型人工心臓装置 1 0 は、主な構成要素として、体内埋込型の駆動部としての人工心臓駆動部 3 0、人工心臓駆動部 3 0 を駆動する電力を発生するための電源部 1 2、および人工心臓駆動部 3 0 を駆動するための電力を伝送するための経皮トランス 4 0 を有する。

【 0 0 1 9 】

[人工心臓駆動部]

人工心臓駆動部 3 0 はアクチュエータである人工心臓ポンプ 3 6、外部からの電力を整流平滑して人工心臓ポンプ 3 6 に供給するための整流平滑回路 3 2、充放電により電力を一時的に蓄える 2 次電池 3 8、人工心臓ポンプ 3 6 に対する電力の供給源を整流平滑回路 3 2 または 2 次電池 3 8 のいずれかに切り替える切替回路 3 4 とを有する。T E T からのエネルギー伝送が絶たれた際には体内に埋込んだバックアップ用の 2 次電池 3 8 により人工心臓ポンプ 3 6 を駆動する。駆動部には、人工心臓ポンプ 3 6 を駆動するため供給される電力による駆動部側電圧が生じる。本実施形態において、この駆動部側電圧は、整流平滑回路 3 2 の変換出力電圧である。

【 0 0 2 0 】

整流平滑回路 3 2 は交流を直流に変換する回路である。代表的な整流平滑回路 3 2 としてはセンタータップ全波方式整流回路とブリッジ全波方式整流回路が挙げられる。双方ともに全波整流を行うが、センタータップ全波方式整流回路の場合には 2 次コイルである体内コイルが二つ必要となる。ただし、大きな損失を生むダイオードは高いシステム効率を考えた場合少ないほうが良いことからセンタータップ全波方式を使用している。ダイオードの順方向電圧による損失は発熱となり、システム効率だけでなく体内に置くことを考えた場合、生体組織に悪影響を及ぼす可能性もあるので、ダイオードは少ないほうが良いといえる。また、素子が少なく回路が簡単であることは故障の可能性が低減され、より安全であるともいえる。整流平滑回路 3 2 は、チョークインプット型の平滑回路を内蔵する。人工心臓ポンプ 3 6 は、例えば電気油圧方式の拍動流型 (株式会社 アイシン・コスモス研究所製) を使用することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

[電源部]

電源部 1 2 は、商用電力の変換装置または電池といった、直流電力を発生する直流電源 1 4 と、直流電源 1 4 に接続され、直流電源 1 4 からの直流電力を交流電力に変換して 1 次コイル 2 2 に供給する DC - AC インバータであるスイッチング回路 1 6 と、スイッチング回路 1 6 の出力電圧および供給側電流としての出力電流を検知する電流検知部である検知部 1 7 と、検知部 1 7 の検知結果に基づいて直流電源 1 4 の出力電圧を制御する電圧制御部 1 5 と、を有する。電源部 1 2 は、駆動部を駆動する電力を出力するため、供給側電流および供給側電圧を発生する。本実施形態では、供給側電圧は直流電源 1 4 の出力電圧であり、供給側電流は直流電源 1 4 の出力電流である。

10

【 0 0 2 2 】

スイッチング回路 1 6 は直流を所望の周波数の交流に変換させる回路である。T E T システムではコイルの電磁誘導を利用するため、交流電圧を印加する必要がある。代表的なインバータ回路としてはプッシュプル型インバータ、フルブリッジ方インバータなどがある。プッシュプル型は回路が簡単なため高いシステム効率を得ることができ、フルブリッジは次に述べる経皮トランス 4 0 を簡単化できる。高いエネルギー変換の観点からは、プッシュプル型がより好ましい。スイッチング回路により発生する交流の周波数は、例えば 3 0 0 k H z が好ましい。

【 0 0 2 3 】

[経皮トランス]

経皮トランス 4 0 は、体外の 1 次コイル 2 2 および体内埋込み可能な 2 次コイル 2 4 を有している。1 次コイル 2 2 は、電源部 1 2 に接続されて、電源部 1 2 からの電力が入力され、2 次コイル 2 4 は、人工心臓駆動部 3 0 に接続され、人工心臓駆動部 3 0 に電力を供給する。

20

【 0 0 2 4 】

図 2 は、経皮トランス 4 0 の外観を示す。経皮トランス 4 0 は、皮膚を隔てて電力を送送可能とするものである。経皮トランス 4 0 は、体外に配置された体外コイル (1 次コイル 2 2) と皮下に埋込み可能な体内コイル (2 次コイル 2 4) から構成される。経皮トランス 4 0 の構造は、例えば外径 3 6 m m、内径 2 2 m m 高さ 1 4 m m のトロイダル型フェライトコア 4 1 (F D K 社製) を二分割し、それぞれに、1 2 0 本を一束にしたリッツ線 (0 . 0 5) を円周方向に均等に 9 回、密着巻きをした 1 次コイル 2 2 (体外コイル) および、1 次コイルと同一のリッツ線を用いて 9 回巻いた直径 4 0 m m の円形状の 2 次コイル 2 4 (体内コイル) から構成されている。

30

【 0 0 2 5 】

図 3 は、経皮トランス 4 0 を生体に装着したときの外観を示す図である。2 次コイル 2 4 が完全に埋め込まれた生体には穴が開いており、経皮トランス 4 0 のトロイダル型フェライトコア 4 1 がこの穴を貫通して結合されている。

【 0 0 2 6 】

[出力電圧の変動]

図 4 に、供給側電圧の制御を停止した状態での、人工心臓駆動部 3 0 の人工心臓ポンプ 3 6 での電圧変動の様子をグラフを示す。これは人工心臓ポンプ 3 6 の拍動数が 1 1 0 b p m の時のものであるが、電圧は拍動と同じ周期で変動していることが確認できる。電圧変動の原因を確認するため人工心臓ポンプ 3 6 の代わりに電子負荷装置 (菊水電子工業株式会社製 P L Z 1 5 3 W) を接続し、T E T S 入力電圧を 3 7 V 一定にして、負荷抵抗値変化時の出力電圧を測定した (図 5)。図 5 グラフに示すように、電圧は負荷抵抗値の増加に伴い増加していることが分かる。すなわち電圧の変動は、人工心臓ポンプ 3 6 の負荷抵抗値に相当するものの変化により生じている。

40

【 0 0 2 7 】

本実施形態の埋込型人工心臓装置 1 0 では、検知部 1 7 の検知結果を、予め求められた、前記駆動部に供給される駆動部側電圧をほぼ一定とするための前記供給側電流および前

50

記供給側電圧の関係を示すデータに適用する。本実施形態において、供給側電圧はスイッチング回路 16 の出力電圧すなわち 1 次コイル 22 に掛かる電圧であり、供給側電流はスイッチング回路の出力電流すなわち 1 次コイル 22 流れる電流であり、駆動部側電圧は、2 次コイル 24 の出力電圧である。

【0028】

ここで、2 次コイル 24 の出力電圧 v_2 をほぼ一定とするための、1 次コイル 22 に掛かる電圧 v_1 と 1 次コイル 22 に流れる電流 i_1 との関係を求めるため、図 6 に示すような変圧器の等価回路を用いる。

【0029】

図 6 の等価回路より、次の二つの閉路方程式が求まる。

10

【0030】

【数 1】

$$\begin{cases} v_1 = (r_1 + j\omega L_1) i_1 - j\omega M i_2 & (1) \\ 0 = (R_L + r_2 + j\omega L_2) i_2 + j\omega M i_1 & (2) \end{cases}$$

【0031】

式 (1)、(2) より、体内側情報である i_2 を消去すると次式が求まる。

【0032】

【数 2】

$$i_1 = \frac{R_L + r_2 + j\omega L_2}{(r_1 + j\omega L_1)(R_L + r_2 + j\omega L_2) + (\omega M)^2} v_1 \quad (3)$$

20

【0033】

この式は、人工心臓ポンプ 36 に相当する負荷抵抗値変化時の入力電圧、入力電流の関係式である。さらに、 v_1 、 i_1 、と v_2 との関係を得るために式 (2)、(3) より以下の式が求まる。

【0034】

【数 3】

$$v_2 = R_L i_2 = \frac{j\omega M R_L}{(r_1 + j\omega L_1)(R_L + r_2 + j\omega L_2) + (\omega M)^2} v_1 \quad (4)$$

30

【0035】

式 (3)、(4) からさらに R_L を消去すると

【0036】

【数 4】

$$v_1 = \frac{(r_1 + j\omega L_1)(r_2 + j\omega L_2) + (\omega M)^2}{r_2 + j\omega L_2} i_1 + \frac{j\omega L_2}{r_2 + j\omega L_2} v_2 \quad (5)$$

【0037】

となる。この式は v_1 、 v_2 、 i_1 の関係式であり、任意の v_2 を出力するために必要な v_1 、 i_1 の関係が求まることを示している。しかし、この式では v_1 、 i_1 を特定することができない。これは様々な人工心臓ポンプ 36 による負荷抵抗 R_L に対する v_1 、 i_1 の組み合わせが含まれているためである。しかし、 v_1 、 i_1 の間には式 (3) の関係があるため、任意の R_L に対して v_1 、 i_1 は一意に決定する。

40

【0038】

上述の関係を用いて、2 次コイル 24 の出力電圧 $v_2 = 24$ [V] の例について求める。LCRメータ (例えば、hp 社製 hp) により周波数 300 [kHz] で測定した 1 次コイル、2 次コイルのパラメータは、例えば以下のように求められる。

【0039】

【数5】

$$\left\{ \begin{array}{ll} \text{一次コイル} & \text{二次コイル} \\ r_1 = 2.0[\Omega] & r_2 = 2.0[\Omega] \\ L_1 = 140[\mu H] & L_2 = 144[\mu H] \\ \text{相互インダクタンス} & M = 138[\mu H] \\ \text{結合係数} & k = 0.975 \end{array} \right.$$

【0040】

10

この値を式(5)に代入し、2次コイル24の出力電圧 v_2 をほぼ一定とするための、1次コイル22に掛かる電圧 v_1 と1次コイル22に流れる電流 i_1 との関係を示すデータが得られる。このように、駆動部側電圧である2次コイル24の出力電圧 v_2 をほぼ一定とするための供給側電流および前記供給側電圧の関係を示すデータは、電源部と、トランスと、駆動部とによる電氣的な等価回路の閉路方程式として示される。図7は、 $v_2 = 24[V]$ 一定で出力するための v_1 、 i_1 の大きさの関係を示すデータのグラフである。

【0041】

[実施例1]

20

本実施形態の構成において、任意の負荷抵抗値で、スイッチング回路16の出力電圧と出力電流(すなわち、1次側電圧と1次側電流)の関係が、上述した関係式および近似曲線が成り立つようスイッチング回路16の出力電圧の制御を行った。

【0042】

直流電源14およびスイッチング回路16の機能として、ファンクションジェネレータ(例えばHP社製 hp33120A)より出力された周波数300[kHz]の矩形波を高速電力増幅器(NF社製 4025)により任意の大きさに増幅したものをスイッチング回路16の出力電圧 v_1 として用いた。負荷抵抗 R_L を10~100の間で変化させて、測定を行った。

【0043】

30

図8に、負荷抵抗 R_L の変化に対する2次コイル24の出力電圧 v_2 の測定結果を示す。20[]前後で24[V]を2[V]程下回っていたが、ほぼ $v_2 = 24[V]$ 一定の出力が得られた。このように、AC-ACエネルギー伝送部(経皮トランス部)では、等価回路を用いて理論的に2次側電圧の予測に必要な1次側電圧、電流の関係を求めることができる。

【0044】

経皮トランス18においては、理論的に1次側において2次側の電圧を予測可能である。これは体外結合型経皮トランスが高い結合係数を有しており、かつ安定しているため、相互インダクタンスが一定であるとみなせるためである。

【0045】

[第2実施形態 DC-DCエネルギー伝送部での制御]

40

上記第1実施形態のAC-ACエネルギー伝送部(経皮トランス部)の制御では、等価回路を用いて理論的に2次側電圧の予測に必要な1次側電圧、電流の関係を求めた。実用される埋込型人工心臓装置10のDC-DCエネルギー伝送部(ECTETSの入力から出力まで)では、このAC-ACエネルギー伝送部に加え、スイッチング回路、整流平滑回路といった過渡的な変化をする回路が含まれる。次に、本発明の第2実施形態として、DC-DCエネルギー伝送部に渡る制御を説明する。

【0046】

図9は、第2実施形態の埋込型人工心臓装置100のブロック図を示す。第2実施形態の埋込型人工心臓装置100は、電源部12内での検知部117の設置される位置が、第1実施形態の埋込型人工心臓装置10とは異なる。検知部117は、直流電源14の出力

50

部分に接続されている。すなわち第2実施形態においては、第1実施形態と異なり、供給側電圧および供給側電流は、直流電源14の出力電圧および出力電流である。また、本実施形態の駆動部側電圧は、整流平滑回路32の変換出力電圧、すなわち直流電圧である。埋込型人工心臓装置100のこの他の構成は、第1実施形態の埋込型人工心臓装置10と同様であるため、図9のブロック図においては図1のブロック図と同一の符号を付し、説明を省略する。

【0047】

埋込型人工心臓装置100では、検知部117は、直流電源14の出力電流を検知し、電圧制御部15は、検知部117の検知の結果を、整流平滑回路32の変換出力電圧をほぼ一定とするための予め求められたデータに適用して直流電源14の出力電圧を制御する。

10

【0048】

図10は、人工心臓ポンプ36として電子負荷(横河電機製 PLZ-150w)を接続し、任意の負荷抵抗(10~100)において整流平滑回路32の変換出力電圧が24Vとなる時の直流電源14の出力電圧および出力電流を測定した結果と、この測定結果を最小二乗法を用いて近似した曲線のグラフを示す。

【0049】

図10に示す関係のデータは、整流平滑回路32の変換出力電圧をほぼ一定とするための、供給側電圧および供給側電流の関係を予め求めたデータとして用いられる。

【0050】

電圧制御部15は検知部117の検知の結果を、このデータに適用する。すなわち、データにおいて、直流電源14の出力電流値に対応する電圧値を求め、直流電源14の出力電圧が、求めた電圧値となるよう制御をする。

20

【0051】

このことにより、直流電源14、スイッチング回路16、経皮トランス18そして整流平滑回路32を含むDC-DCエネルギー伝送部が制御され、この出力電圧である駆動部側電圧をほぼ一定に保つことができる。

【0052】

[実施例2]

次に、DC-DCエネルギー伝送部での出力電圧の制御の例として、図10に示す近似曲線のデータを用い、電圧制御部15に、直流電源14の電源電圧と電源電流を制御させた例を説明する。ここで、人工心臓ポンプ36の代わりとして電子負荷装置を接続し、10~100[]の範囲で負荷抵抗値を変化させた。

30

【0053】

図11は、負荷抵抗値に対する整流平滑回路32の変換出力電圧、すなわち駆動部側電圧の測定結果を示す。入力電圧を37[V]一定とし、制御を行わず負荷抵抗値を変化したときの出力電圧は、比較例として細い実線で表されている。これに対し、本実施形態における直流電源14の制御を行った場合の出力電圧を太い実線で示す。出力電圧の変動幅が大きく低減されていることが分かる。

【0054】

これより、任意の負荷において V_{RL} 一定で出力するための電源電圧が予測可能であることが示される。

40

【0055】

[実施例3]

上述の例では、時間的に変化のない定負荷の場合を説明したが、次に、時間的に変化する負荷に対して、駆動側電圧を24[V]一定とするように電圧制御部15において、電源電圧を追従制御する例を説明する。

【0056】

図12は、供給側電流、供給側電圧を取得し最適な供給側電圧を算出する制御部のブロックダイアグラムを示す。ここで、検出された供給側電流から、予め求めた近似曲線を利用

50

用して電源電圧を算出し、この電圧とそれまで設定されていた電圧の差分を定数K倍し、元の電圧設定値（供給側電圧）に加える。そして最終的に差分が0になるように追従制御を行う。この処理により得られる出力は、次式で表される。

【0057】

【数6】

$$V_{IN_n} = V_{IN_{n-1}} + K (V'_{IN_{n-1}} - V_{IN_{n-1}})$$

【0058】

この制御の例では、PC上の計測制御ソフトHP VEEを用いて制御を行った。

【0059】

図13に全体のシステム構成を示す。電圧制御部15の主要部であるPC70と、直流電源14（hp社製 hp）との通信はGPIB通信インターフェイス72を介して行う。検出部は直流電源14に内蔵されており図示しない。直流電源14からPC70の方向には、直流電源14の出力電流値 I_1 または出力電圧値が、図12に示される $I_{IN_{n-1}}$ 、 $V_{IN_{n-1}}$ のデータとして送信され、PC70から直流電源14の方向には V_{IN_n} のデータが送信される。人工心臓ポンプ36の代わりとして電子負荷装置74を接続し、切替回路34および2次電池38は省略した。

【0060】

図14は、この制御例に用いた変動負荷データの例を示す。これは拍動数110ppmの負荷変動に相当する。ここで拍動周期は1.1bpmとした。

【0061】

図15には、電圧制御を行わない場合の、負荷変動に伴う出力電圧の変動を比較の例として示す。2.4Vを基準として、上が最大+6.4[V]、下が最小-3.2[V]の幅で変動した。

【0062】

図16は、 $K = 1 (V_{IN_n} = V'_{IN_{n-1}})$ として制御を行った結果を示す。制御を行うことで、上が最大+1.6[V]、下が最小-2.7[V]の変動幅に低減することができた。

【0063】

このように、電源電圧の制御により、アクチュエータ駆動電圧の変動幅を半分以下に低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】第1実施形態にかかる埋込型人工心臓装置のブロック図である。

【図2】経皮トランスの外観を示す図である。

【図3】装着状態における経皮トランスの外観を示す図である。

【図4】人工心臓ポンプの出力電圧の変動の波形を示す図である。

【図5】負荷抵抗値変化時の出力電圧を示すグラフである。

【図6】経皮トランスについての等価回路を示す回路図である。

【図7】1次側電圧と1次側電流の関係（ $V_2 = 2.4[V]$ で出力時）を示すグラフである。

【図8】AC-ACエネルギー伝送部の制御結果を示すグラフである。

【図9】第2実施形態にかかる埋込型人工心臓装置のブロック図である。

【図10】直流電源14の出力電圧および出力電流の関係（ $V_2 = 2.4[V]$ で出力時）を示すグラフである。

【図11】DC-DCエネルギー伝送部の制御結果を示すグラフである。

【図12】制御部の制御システムブロックダイアグラムを示す図である。

【図13】制御システムの構成例を示すブロック図である。

【図14】変動負荷データ（変動周期54.5s）の波形を示す図である。

【図15】出力電圧変動（横軸：10 μ s/Div）の波形を示す図である。

10

20

30

40

50

【図16】制御後の出力電圧変動(横軸: 10 μs / Div)の波形を示す図である。

【符号の説明】

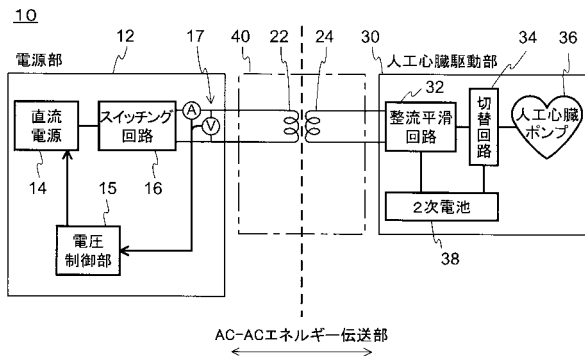
【0065】

- 10 埋込型人工心臓装置(医療装置)
- 12 電源部
- 14 直流電源
- 15 電圧制御部
- 16 スイッチング回路
- 17 検知部(電流検知部)
- 18 経皮トランス(トランス)
- 22 1次コイル
- 24 2次コイル
- 30 人工心臓駆動部(駆動部)
- 32 整流平滑回路
- 34 切替回路
- 36 人工心臓ポンプ
- 38 2次電池
- 40 経皮トランス
- 41 トロイダル型フェライトコア
- 42、44 コア部材
- 72 G P I B通信インターフェイス
- 74 電子負荷装置
- 100 埋込型人工心臓装置
- 117 検知部

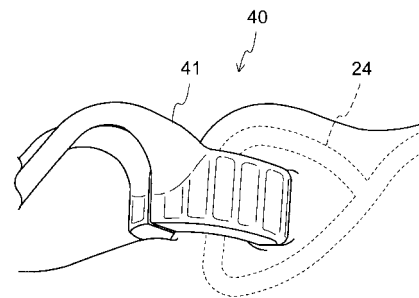
10

20

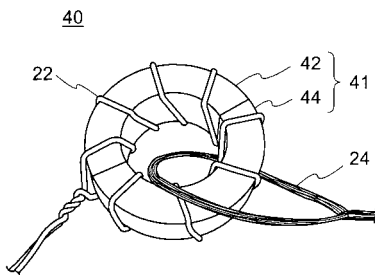
【図1】



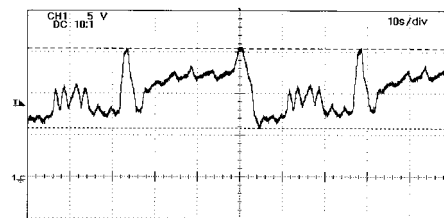
【図3】



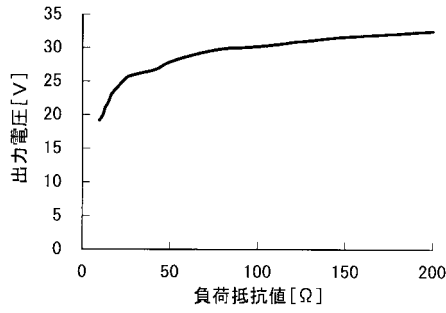
【図2】



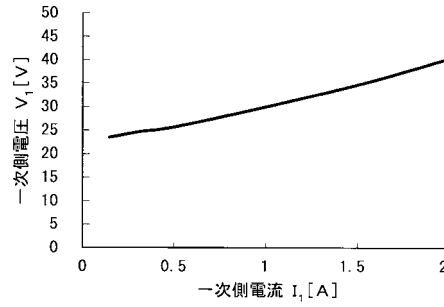
【図4】



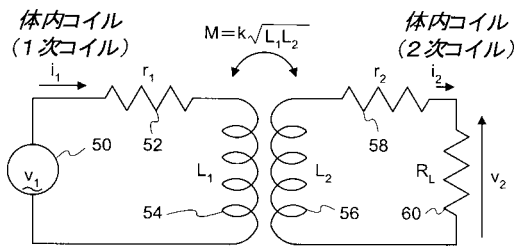
【 図 5 】



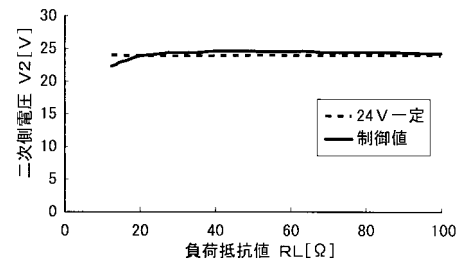
【 図 7 】



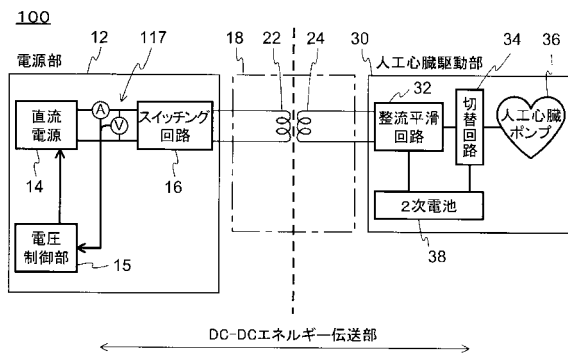
【 図 6 】



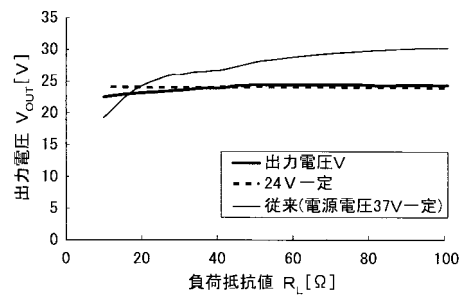
【 図 8 】



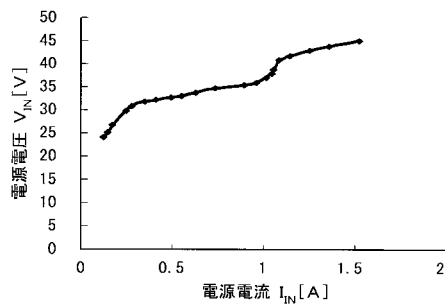
【 図 9 】



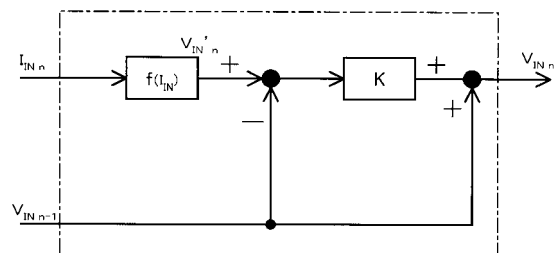
【 図 1 1 】



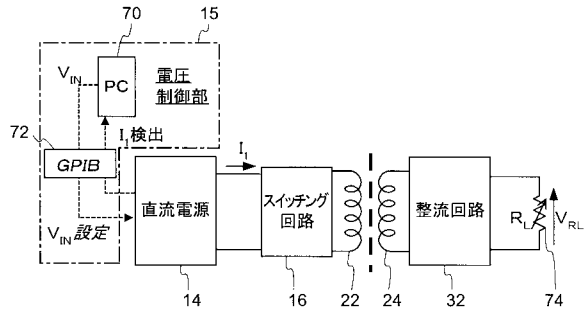
【 図 1 0 】



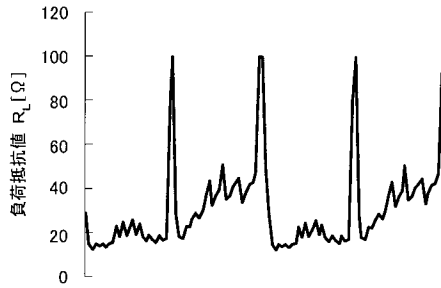
【 図 1 2 】



【図13】



【図14】



【図15】

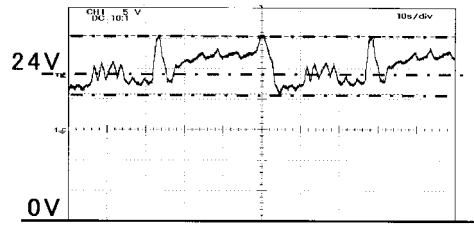


Fig.15 出力電圧変動
(横軸:10us/Div)

【図16】

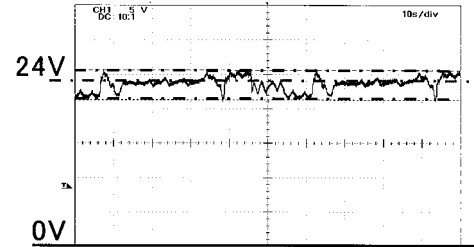


Fig.16 制御後の出力電圧変動
(横軸:10us/Div)

フロントページの続き

- (72)発明者 越地 耕二
千葉県野田市山崎2641 東京理科大学内
- (72)発明者 土本 勝也
愛知県刈谷市八軒町5-50 株式会社アイシン・コスモス研究所内
- (72)発明者 塚原 金二
愛知県刈谷市八軒町5-50 株式会社アイシン・コスモス研究所内
- (72)発明者 角田 幸秀
大阪府吹田市藤白台5-7-1 国立循環器病センター研究所内
- (72)発明者 本間 章彦
大阪府吹田市藤白台5-7-1 国立循環器病センター研究所内
- (72)発明者 巽 英介
大阪府吹田市藤白台5-7-1 国立循環器病センター研究所内
- (72)発明者 妙中 義之
大阪府吹田市藤白台5-7-1 国立循環器病センター研究所内
- (72)発明者 高野 久輝
大阪府吹田市藤白台5-7-1 国立循環器病センター研究所内

審査官 小原 深美子

- (56)参考文献 特開昭63-116413(JP,A)
特表平09-509595(JP,A)
特開2001-238373(JP,A)
国際公開第2004/018037(WO,A1)
特表平09-503933(JP,A)
特開2003-018758(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M	1/12
H02J	7/00
H02J	17/00
H02M	3/28