

人工心臓用空心型経皮エネルギー伝送システム —体外情報による出力電圧の安定化制御—

柴 建次*・糠谷 優之*・辻 敏夫*・越地 耕二**

An Air-core Transcutaneous Energy Transmission System for an Artificial Heart —Controlling and Stabilizing the Output Voltage Using External Information—

Kenji SHIBA,* Masayuki NUKAYA,* Toshio TSUJI,* Kohji KOSHII**

Abstract In this paper, we propose new control techniques to stabilize the drive voltage (output voltage) of a total artificial heart (TAH). To supply the electric power for driving a TAH, one of the methods is a transcutaneous energy transmission system (TETS) with air-core coils. It is possible to transfer energy by means of electromagnetic induction between two air-core coils placed face-to-face on each side of the skin. With such a design, however, the output voltage fluctuates due to the change in the value of mutual inductance between the two coils when the relative positions between two coils are changed. In order to stabilize the driving voltage of an artificial heart, it is necessary to control the output voltage using a feedback loop. Considering the problems of infectious disease and quality of life (QOL), it is desirable that the output voltage is controlled without a feedback cable. This paper reports on new control techniques that control the output voltage using a primary coil current that can be measured outside the body. As a result, we found that the efficiency of the transcutaneous transformer is more than 90% between the frequencies of 500–800 kHz, and the fluctuation of the output voltage, when the coils were shifted parallel to each other and the gap between the coils were varied, can be controlled to within 2.2 V (without control: 19.4 V).

Keywords: artificial heart, transcutaneous energy transmission, control, stabilize, output voltage.

1. はじめに

末期重症心不全患者の治療法の1つとして心臓移植があるが、ドナー不足、年齢の制限等の問題を有しており、自然心を人工的に補助・置換する人工心臓の実用化が期待されている。

人工心臓システムは、血液ポンプ、制御駆動装置、及びエネルギー源から成り立っている。これらの構成要素は体外に設置するものから、体内に設置するものへと開発が進んできているが、駆動用エネルギーを供給するものうち製品化されているものは、腹部または胸部の皮膚を貫通させて引き出したケーブルを通じて有線的に伝送する方法[1]がほとんどであった。そこで我々は、腹部または胸部

の皮膚表面と皮下に置かれた2つのコイル(経皮トランス)間の電磁誘導作用を利用して経皮的にエネルギーを伝送する方法(経皮エネルギー伝送)[2-6]を提案・検討してきた。この方法は、体内と体外が皮膚によって完全に遮断された状態で使用可能であるため感染症の危険が少なく、また、二次電池を携帯することにより身体の拘束なしに自由に行動でき、QOL (quality of life; 生活の質)の向上が見込めるなど、多くの利点を有している。

経皮エネルギー伝送では、体外電源として二次電池を用い、ここからエネルギーを供給するため、できるだけ損失を減らし高効率伝送をする必要があり、高効率にするための研究がこれまでに数多く行われてきた。例えば、越地ら[3,4]は、空心型コイルを用いた場合の効率とコイル巻数、負荷抵抗等の関係を理論的に導出し効率の向上を図った。また阿部ら[5]は、空心型コイルの形状を結合度が高くなるように設計し効率の向上を図った。そして、Mussivandら[6]は、空心型コイルの形状を笠型にして効率の向上を図った。しかしながら、これらの空心型コイルを用いた場合、コイル間に皮膚が挿入されるため体動等によりコイルの位置ずれが生じ、それに伴い出力電圧(人工心臓駆動電

生体医工学シンポジウム 2005 発表 (2005 年 9 月, 大阪)
2005 年 8 月 1 日受付, 2005 年 11 月 2 日改訂
Received August 1, 2005; revised November 2, 2005.

* 広島大学大学院工学研究科

Graduate school of Engineering, Hiroshima University

** 東京理科大学理工学部

Faculty of Science and Technology, Tokyo University of Science

圧)が変動してしまうという問題がある。これは、常に安定した電力供給をする必要がある人工心臓へのエネルギー伝送においては大きな問題である。そのため、コイルの位置ずれに伴い変動する出力電圧を安定化制御する必要がある。

従来までに出力電圧を安定化制御する方法としては、体内情報である出力電圧をワイアレスで体外に伝送し安定化制御する方法が開発されてきた。例えば松木ら[7]は、体内の出力電圧情報を周波数情報に変換し、八の字型コイルを介してワイアレスで体外に伝送し、体外で周波数情報を出力電圧情報に戻して制御する方法を提案している。また、増澤ら[8]は、赤外線信号を用いて出力電圧情報をワイアレスで体外に伝送し、その情報をスイッチング回路に伝送しPWM制御する方法(経皮光テレメトリシステム)を提案している。しかし、これらの方法では常に情報伝送用装置を装着しなければならないため、システム全体が複雑になってしまうという問題がある。また、経皮光テレメトリは皮膚を介して永久磁石により固定されているため、装着ずれが起こると情報を伝送できなくなるなど、信頼性にも問題がある。そのため、このような体内の出力電圧情報をワイアレスで体外に伝送し制御するシステムは現在あまり用いられておらず、実際には人工心臓の入力前にDC-DCコンバータや三端子レギュレータ等を入れ、出力電圧の安定化を図っているのが現状である。しかし、この場合でもDC-DCコンバータの発熱が大きく、生体組織が火傷してしまうという問題がある。

そこで本研究では、経皮光テレメトリシステムのような特別な装置なしに、体外で測定可能な一次コイル電流のみを用いて、コイルの位置変化により変動した相互インダクタンスを推測し、出力電圧を安定化させる新しい制御方法の検討を行った。

2. 経皮エネルギー伝送システム

図1に経皮エネルギー伝送システム(transcutaneous energy transmission system; TETS)のブロックダイアグラム

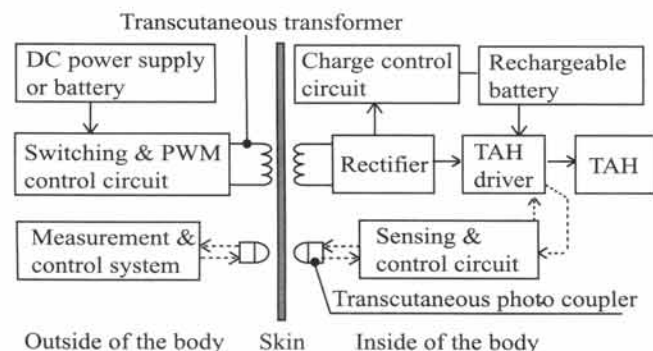


図1 エネルギー伝送システムの構成図

Fig. 1 Block diagram of the energy transmission system for a total artificial heart (TAH).

ムを示す。体外に置かれた直流安定化電源または体外二次電池からの直流を、スイッチング回路により100 kHz～1 MHzの交流に変換する。変換された交流電力は、皮膚を介して互いに対抗して置かれた体外コイルと体内コイル(経皮トランス)間の電磁誘導作用により体内に伝送される。体内に伝送された交流電力は、体内に埋め込まれた整流回路により再び直流電力に変換され、人工心臓アクチュエータや体内バックアップ用二次電池、制御部などに供給される。

今回検討を行った空心型経皮トランスを図2に示す。これは、体外に配置される体外コイル(一次コイル)と皮下に埋め込まれる体内コイル(二次コイル)から構成される。それぞれのコイルの形状は、一次コイルは外直径90 mm(35回巻)、内直径20 mm、厚さ1 mm、二次コイルは外直径60 mm(20回巻)、内直径20 mm、厚さ1 mmである。そして、1) エネルギー伝送効率が高い、2) 入力電圧が低い、3) 二次コイルの大きさが小さいという3つの条件を満たすように設計されている。コイル間のエネルギー伝送効率は、周波数500～800 kHzにおいて最高94.5%である[9]。コイルの巻線には表皮効果を考慮して、直径0.05 mmのポリウレタン被覆銅線120本一束(厚さ1 mm)とするリッツ線を用いた。

3. 空心型経皮トランスの出力電圧

図3に空心型コイルを用いた経皮トランスの等価回路を示す。この等価回路を用いて出力電圧、及びコイル間の伝送効率を導出する。等価回路において、 V_1 、 V_2 は入力電圧と出力電圧、 I_1 、 I_2 は一次側、及び二次側それぞれの電流、 r_1 、 r_2 は一次、及び二次コイルの巻線抵抗、 R_L は人工心臓に相当する負荷抵抗、 C_1 、 L_1 及び C_2 、 L_2 は一次側及び二次側それぞれの共振回路のコンデンサとコイル、 M はコイル間の相互インダクタンス、 ω は電源の角周波数である。また、低い入力電圧で大きな電力を伝送するために、コイル

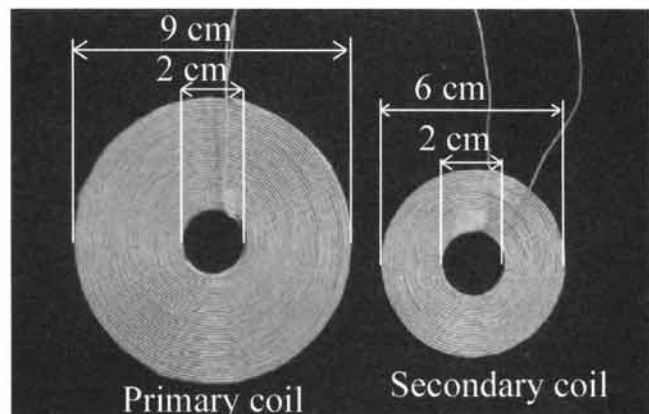


図2 試作した空心型経皮トランス

Fig. 2 The air-core transcutaneous transformer used in the experiment.

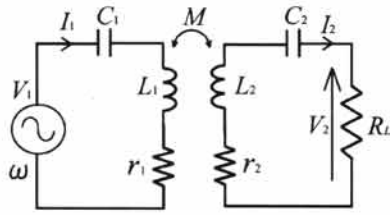


図3 エネルギー伝送システム等価回路

Fig. 3 Equivalent circuit of the energy transmission system.

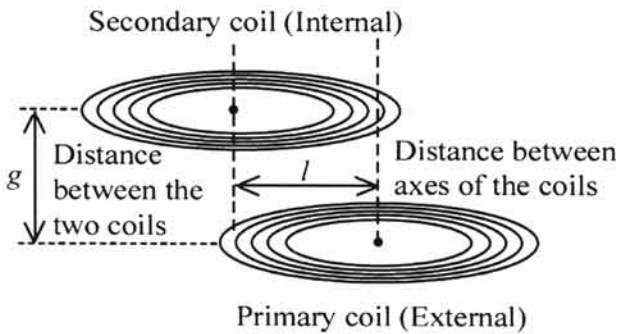


図4 経皮トランスの配置

Fig. 4 Arrangement of the transcutaneous transformer.

と直列にコンデンサを挿入し共振するようにする。

図3より、一次側と二次側の回路方程式は、

$$V_1 = \left\{ r_1 + j \left(\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1} \right) \right\} I_1 - j\omega M I_2 \quad (1)$$

$$0 = \left\{ r_2 + R_L + j \left(\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2} \right) \right\} I_2 - j\omega M I_1 \quad (2)$$

で表される。ここで、コイルとコンデンサの共振条件は、

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}} = \frac{1}{\sqrt{L_2 C_2}} \quad (3)$$

で表されるので、これを式(1)、(2)に代入すると、

$$V_1 = r_1 I_1 - j\omega M I_2 \quad (4)$$

$$0 = (r_2 + R_L) I_2 - j\omega M I_1 \quad (5)$$

が得られる。また、出力電圧 V_2 は、

$$V_2 = R_L I_2 \quad (6)$$

で表される。よって、式(4)、(5)、(6)より出力電圧 V_2 、及びコイル間の伝送効率 η は、

$$|V_2| = \frac{\omega M R_L}{r_1(r_2 + R_L) + \omega^2 M^2} |V_1| \quad (7)$$

$$\eta = \frac{\omega^2 M^2 R_L}{r_1(r_2 + R_L)^2 + \omega^2 M^2(r_2 + R_L)} \quad (8)$$

で表される。式(7)より、図4に示すようなコイル間距離 g やコイル軸間距離 l が変化し、それに伴いコイル間の相互インダクタンス M が変化すると、出力電圧 V_2 が変動することが分かる。次章でこの出力電圧を安定化制御するためのシステムを説明する。

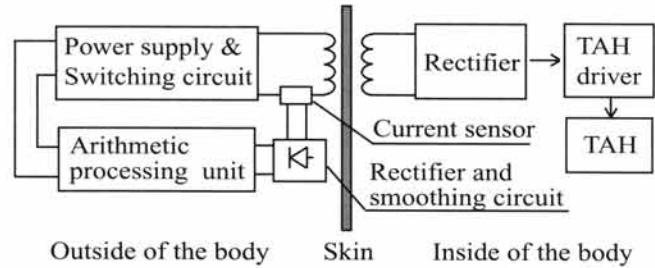


図5 出力電圧制御システム構成図

Fig. 5 Block diagram of TET system with the proposed control system.

4. 出力電圧制御システム

提案する出力電圧制御システムを図5に示す。このシステムは、非接触型の電流センサ、整流平滑回路、演算処理部、信号発振器から構成されている。電流センサで測定した一次側電流を、整流平滑回路を介して演算処理部に入力し、そこであらかじめ分かっているパラメータと測定した一次側電流値を基本制御式に代入する。そして、その計算結果に基づき入力電圧の振幅を調節し、出力電圧値を一定に制御する。次に演算処理部で計算する基本制御式の説明をする。

出力電圧を制御するためには、まず、コイルの位置が変化した時の相互インダクタンス M の値を推定する必要がある。式(4)、(5)より M の値を推定する式は、

$$M = \sqrt{\frac{(V_1 - r_1 I_1)(r_2 + R_L)}{\omega^2 I_1}} \quad (9)$$

で表される。ここで、入力電圧 V_1 、一次、二次コイルの巻線抵抗 r_1 、 r_2 、電源の角周波数 ω はあらかじめ分かっている一定値である。また、人工心臓アクチュエータと等価な負荷抵抗値である R_L も変化はするものの、体外で推定可能な値である。これは、人工心臓アクチュエータのインピーダンスに相当する R_L が、人工心臓アクチュエータの回転数によって決まり、さらに、この回転数は現状では体外から命令している値であるからである[10]。そのため、一次側電流 I_1 が分かれば相互インダクタンス M の値を推定できる。

M の値が推定できたら、次に一定の出力電圧を出力するために必要な入力電圧を、以下に示す式(10)より推定する。

$$|V_{1id}| = \frac{r_1(r_2 + R_L) + \omega^2 M^2}{\omega M R_L} V_{2id} \quad (10)$$

ここで、 V_{2id} は目標とする出力電圧、 V_{1id} は V_{2id} を出力するのに必要な入力電圧である。ここでも r_1 、 r_2 、 ω 、 V_{2id} はあらかじめ分かっている一定値である。また、 R_L は体外で推定可能な値であるため、式(9)で求めた M を式(10)に代入することにより、 V_{1id} を出力するのに必要な V_{1id} を求める

ことができる。そして、ここで求めた V_{id} とその V_{id} の値によって変化した一次側電流 I_1 の値を、式(9)の I_1 と V_1 に再び代入し、再度 M の値を推定する。以上の過程を繰り返すことにより、出力電圧を安定化制御することが可能である。

5. 実 験

5.1 出力電圧制御実験

測定回路を図6に示す。電流センサ(URD, CTL-6-S-S9-2.5H)で測定した一次側電流を、全波整流平滑回路を介して、演算処理部に入力する。演算処理部においては、A/D変換器(Interface, PCI-3176)によってデジタル信号に変換され、パソコン(Dell, Precision370)上で前述の基本制御式の演算が行われる。この演算処理にはLabVIEW(National Instruments)を使用した。そして、演算処理を行って導出された、目標の出力電圧 V_{zd} を出力するために必要な入力電圧 V_{id} の情報を、パソコンから発振器(岩崎通信機社, SG-4105)にシリアル通信(RS232C)を用いて入力し、発振器から振幅 V_{id} の正弦波を出力する。

実験では、コイルの軸間距離は0~25 mmの範囲を5 mm刻みで、コイル間距離は10~25 mmの範囲を3 mm刻みで、それぞれ変化させた時の出力電圧、一次側電流、及び効率の測定を、制御時と非制御時それぞれの場合について行った。ここで、コイル間距離、及びコイル軸間距離の最大変動距離をいずれの場合も25 mmとした。これは、実際にコイルを装着した時に起こり得る変動は、バンド等で固定した上で起こる変動であり、変動距離は25 mmより小さいと考えられるためである。測定において、経皮トランスには一次コイルの外直径が90 mm、二次コイルの外直径が60 mmのものを用いた。また、周波数は最も効率の高い600 kHz、負荷抵抗は57.6 Ω 、目標とする出力電圧は一般的な人工心臓の出力電圧である24 Vとした[10]。測定には高速電力計(横河電機社, PZ4000)を使用した。

ここで今回の実験では、コイル間距離、及びコイル軸間距離変化を25 mm以内としたが、何らかの原因で一次コイルと二次コイル間の距離が大きく離れた場合、大きな一次側電流が入力され、入力電圧として大電圧が印加される恐れがあり危険である。そのため本システムでは、設定値

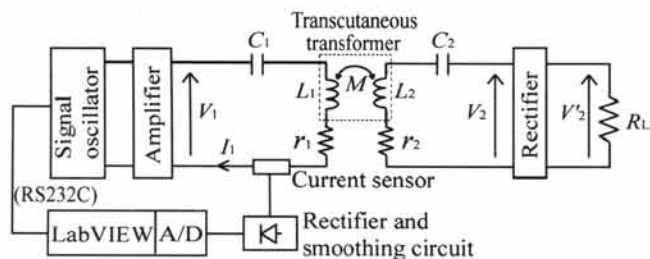


図6 出力電圧制御回路

Fig. 6 Output voltage control circuit.

(1.1 A)以上の一次側電流が入力された場合は、一次側電流値を設定値のままの値で保持し、その後、設定値よりも一次側電流値が下がった時には、制御が再開されるような保護プログラムを設計し、システムに加えている。

出力電圧、一次側電流、効率の測定結果をそれぞれ図7、図8、図9に示す。それぞれの図において、実線が制御時、点線が非制御時、(a)がコイル軸間距離を変化させた場合、(b)がコイル間距離を変化させた場合を表している。図7より、非制御時には出力電圧が最大19.4 V基準の24.0 Vより変動(変動率80.8%)するのに対し、制御時には最大2.2 V(変動率9.2%)の変動に抑えることができた。制御後も完全に24.0 V一定とはならず多少のずれがある原因としては、電流センサと整流回路において非線形要素が多く含まれており、一次側電流とADボードの出力電圧の関係を近似式を用いて補正しているため、予測値と実測値との間に誤差が生じたからと考えられる。また、図8より、制御時は非制御時に比べて電流量が減少していることが分かる。これは、非制御時には出力電圧が24 Vを超えるため、定格電流以上の一次側電流が必要となったためである。つま

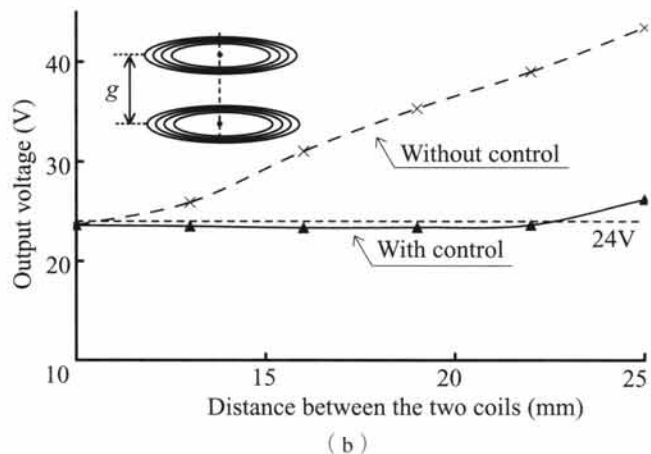
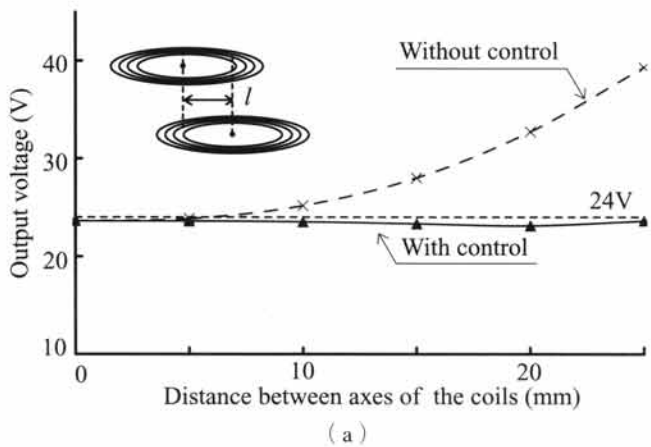
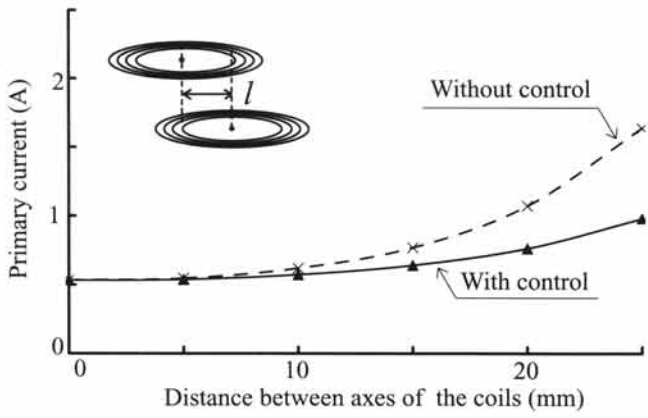
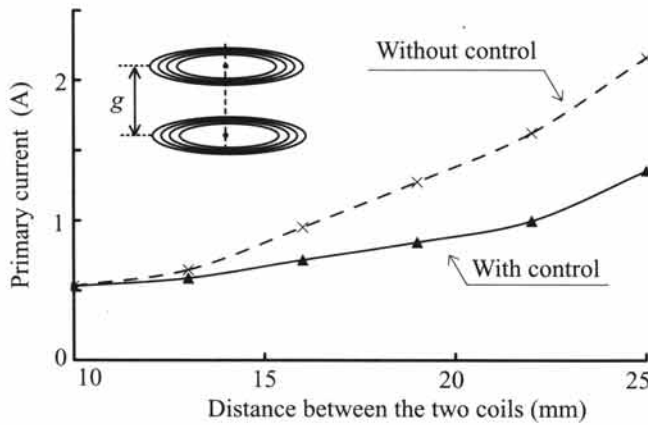


図7 (a) コイル軸間距離変化時、(b) コイル間距離変化時の出力電圧

Fig. 7 Output voltage of the TET system (a) when the coils were shifted parallel to each other, and (b) when the gap between the coils were varied.



(a)



(b)

図 8 (a) コイル軸間距離変化時, (b) コイル間距離変化時の一次側電流

Fig. 8 Primary current of the TET system (a) when the coils were shifted parallel to each other, and (b) when the gap between the coils were varied.

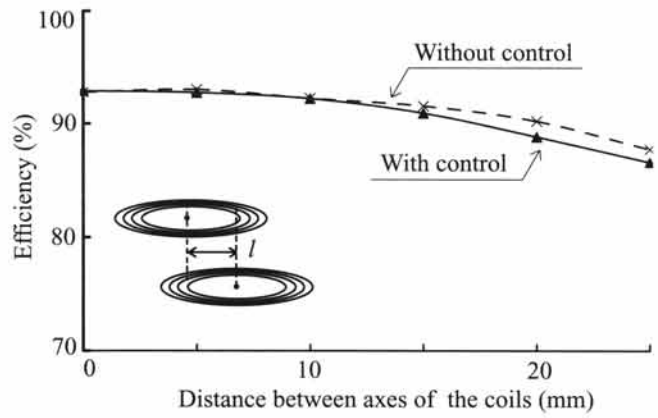
り, 制御時の方が正しい値であり, 非制御時は余分な電流が流れてしまっている. また, 図 9 において, 制御時と非制御時の効率の変化は 2% 未満であり, ほとんど変化がないことを確認した.

5.2 応答性評価実験

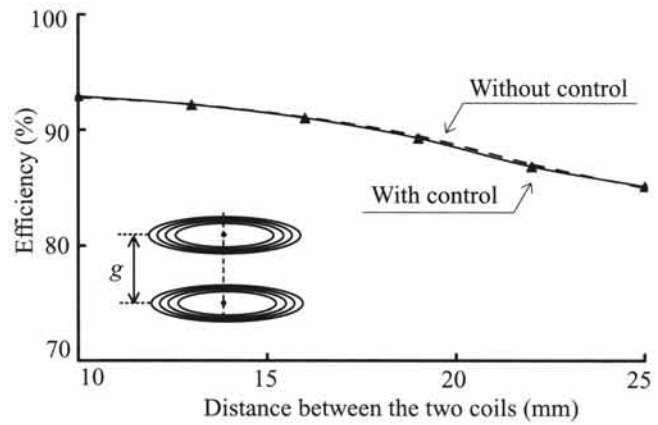
試作したシステムにどの程度の応答性があるのかを評価する実験を行った. コイルの位置変化は, 腹部または胸部での体動により起こり得る, ゆっくりとした体動が主な原因と考えられるので, 0.1 ~ 1 Hz 程度の応答性があれば良いと考えられる.

実験では, 周波数 $f=0.1$ Hz, 0.25 Hz, 1 Hz, 振幅 10 mm (軸からの距離 10 ~ 20 mm の間) で水平方向に振動させ, 制御を開始してから 100 秒間 (制御開始 20 秒後にコイルの変動開始) の出力電圧値を測定した. 目標とする出力電圧は 24.0 V とし, 測定にはオシロスコープ (岩崎通信機社, DS-8812) を用いた.

測定結果を図 10 に示す. 図は, 左が制御時, 右が非制御時で, 上から $f=0.1$ Hz, 0.25 Hz, 1 Hz で変動させた時の結果を示している. コイルの動きに合わせて, 出力電圧値



(a)



(b)

図 9 (a) コイル軸間距離変化時, (b) コイル間距離変化時の AC-to-AC エネルギー伝送効率

Fig. 9 Efficiency of the transcutaneous transformer (a) when the coils were shifted parallel to each other, and (b) when the gap between the coils were varied.

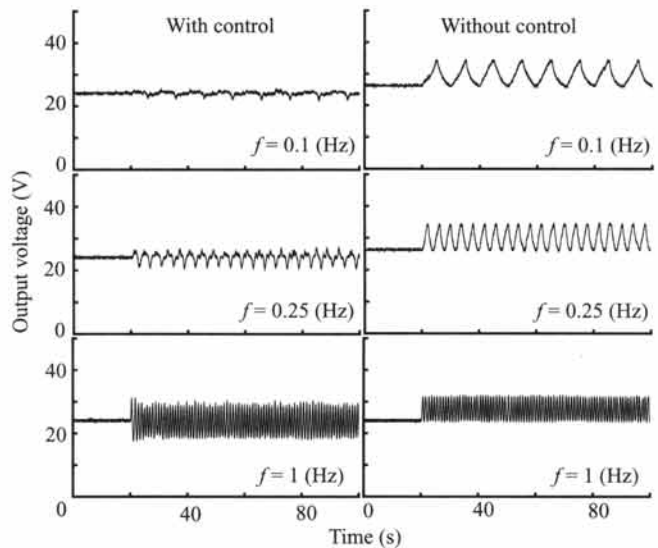


図 10 出力電圧制御システムの応答性

Fig. 10 Response of the proposed control system.

も変動しており、理想出力電圧値 24.0 V からの最大変動電圧 ΔV は、それぞれの周波数において、制御時が $\Delta V=1.6$ V, 3.0 V, 6.0 V であり、非制御時が $\Delta V=10.0$ V, 10.0 V, 8.0 V であった。 $f=0.1 \sim 1$ Hz の全範囲において、制御時の方が非制御時より最大出力電圧変動を制御できていることが分かる。変動が生じてしまう原因としては、整流平滑回路、パソコンでの計算、及び通信時における時間遅れが原因であると考えられる。実際、MATLAB を用いて解析した結果、時間遅れが 50 ms あるだけで、出力電圧変動は $f=0.1$ Hz, 0.25 Hz, 1 Hz の場合において、それぞれ 0.25 V, 0.65 V, 1.3 V であった。この問題は、通信速度のより早い装置を使用すること、及びシステム全体を FPGA 化すること等により解決できると考えられる。

6. 温度特性評価

出力電圧制御システムで用いている経皮トランスが、生体に影響を及ぼさないかどうかを調べるために、コイルの温度測定を行った。通常生体の温度は約 37°C であり、そこから 5°C 程上昇し約 42°C になると生体内組織に問題が生じると言われている [11, 12]。

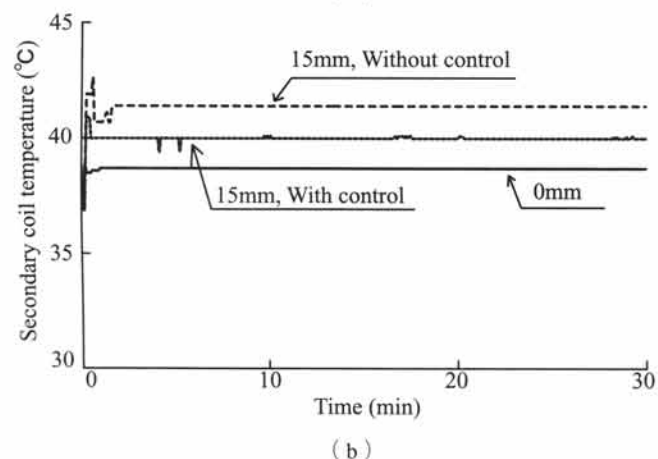
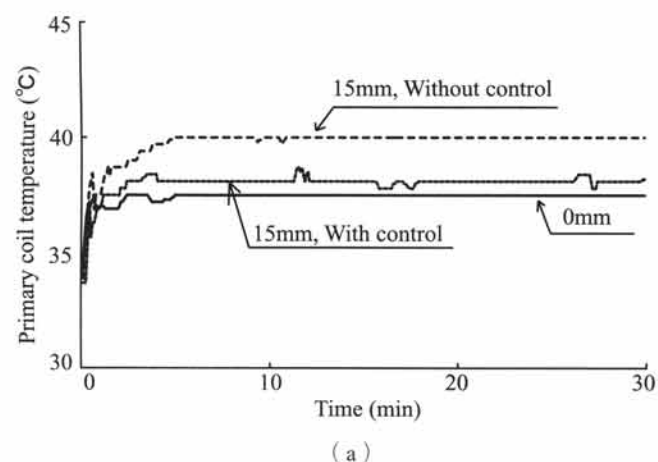


図 11 コイルの温度上昇 (a) 一次コイル, (b) 二次コイル
Fig. 11 Temperatures of the (a) primary coil, and (b) secondary coil.

測定はコイルの軸ずれが 0 mm の場合、及び 15 mm の場合の制御時と非制御時に行い、一次コイルを恒温水槽の表面に、二次コイルを体内を模擬した状態である恒温水槽中 (37°C 一定) に配置した。測定にはサーミスタを用い、一次側はコイル表面と恒温水槽の間に、二次側は水中のコイル表面にセンサを装備した。測定は温度が熱平衡状態に達するまで (約 30 分) 行った。また、負荷抵抗は 28.8 Ω (20 W 時)、周波数は 600 kHz (最高効率: 94.5%) とし、室温は約 24.5°C である。

測定結果を図 11 に示す。(a) が一次コイルの温度上昇、(b) が二次コイルの温度上昇を示している。コイルの温度上昇は、コイルの軸ずれが 0 mm の時、一次コイルは最大 3.6°C、二次コイルは最大 1.8°C であった。また、コイルの軸ずれが 15 mm の時、一次、二次コイルの温度上昇は、制御時にはそれぞれ最大 4.4°C, 3.1°C、非制御時にはそれぞれ最大 6.1°C, 4.5°C であった。結果より、非制御時よりも制御時の方が温度上昇を抑えられていることから、本システムが有効であると言える。

また、いずれの場合も二次コイルよりも一次コイルの温度上昇が大きい。これは一次コイルに流れる電流が二次コイルに流れる電流よりも多いためである。コイルの軸ずれが 0 mm の時よりも、15 mm の時の方が温度上昇が大きいのも同じ理由である。

生体への影響について考察すると、非制御時、制御時のいずれにおいても 42°C を超えることはなく、コイルの温度上昇は生体に影響ない程度であると考えられる。

7. まとめと今後の課題

本稿では、コイルの位置変化により変動する出力電圧を、体外で測定可能な一次側電流を用いて安定化制御するシステムを提案し、試作した。その結果、実使用時にコイルの位置ずれが起こると考えられる距離の範囲内では、出力電圧を安定化制御可能であることを確認した。また、経皮トランスの温度測定を行い、温度上昇が生体に影響ない程度であることも確認した。

今後の課題としては、制御応答性を向上するために、通信速度のより早い装置を使用すること、及びシステム全体を FPGA 化することを考えている。また、今回負荷を一定の純抵抗とした場合について実験を行ったが、人工心臓の実使用時には血流量を変えるために、ゆっくりとした負荷 (抵抗とインダクタンス) の変化がある。その場合、現在のシステムでは、制御式の M を一定にすることができず、制御することができない。そこで、負荷が変動する場合の対策として、人工心臓と並列に二次電池または可変抵抗をつけ、負荷に流れる電流量を調整することにより、体外側から見たインピーダンスを常に一定に保つシステムを検討していく予定である。

謝辞 本研究の一部は、平成 16 年後期「広島大学研究支援金」、平成 17 年度科学研究費補助金 (若手研究 B)、平成 17 年度財団法人広島大学後援会研究助成金 (サタケ教育研究助成金) によって行われた。

文 献

1. Kolff WJ, Akutsu T, Dreyer B, Norton H: Artificial heart in the chest and use of polyurethane for making hearts, valves and aortas. *Trans ASAIO*. **5**: 298-300, 1959.
2. Schuder JC, Stephenson HE Jr, Townsend JF: Energy transfer into a closed chest by means of stationary coupling coils and a portable high-power oscillator. *Trans ASAIO*. **7**: 327-331, 1961.
3. 越地耕二, 宇都宮敏男, 高谷節雄, 高野久輝, 中谷武嗣, 木下正之, 野田裕幸, 福田幸人, 阿久津哲造: 完全埋込式人工心臓駆動用エネルギー伝達システムの効率の解析と実験的検討. *日本人工臓器学会誌*. **16**(1): 167-170, 1987.
4. 越地耕二, 増田幸一郎, 周 英明, 宇都宮敏男, 高谷節雄, 高野久輝, 阿久津哲造: 完全埋込式人工心臓用経皮エネルギー伝送システムの開発. *日本人工臓器学会誌*. **18**(2): 533-536, 1989.
5. 阿部裕輔, 藤正 巖, 井街 宏, 中島正治, 満洲邦彦, 鎮西恒雄, 前田 潔, 折目由紀彦, 浅野雅広, 畑 博明, 保坂 茂, 河野明正, 小野俊哉, 渥美和彦: 完全埋込型人工心臓用経皮無線電力伝送方法の開発—空芯コイルの効用について. *日本人工臓器学会誌*. **16**(1): 212-215, 1987.
6. Mussivand T, Hum A, Diguier M, Holmes KS, Vecchio G, Masters RG, Hendry PJ, Keon WJ: A transcutaneous energy and information transfer system for implanted medical devices. *ASAIO J*. **41**(3): M253-M258, 1995.
7. Matsuki H, Ofuji K, Chubachi N, Nitta S: Signal transmission for implantable medical devices using figure-of-eight coils. *IEEE Trans Magn*. **32**(5): 5121-5123, 1996.
8. 増澤俊也, 小森義広, 野村徹, 湯澤安宏, 越地耕二, 周 英明, 宇都宮敏男, 増澤 徹, 妙中義之, 高野久輝: 人工心臓のための経皮光テレメトリシステム. *電気学会マグネティックス・リニアドライブ合同研究会資料*, MAG-91-237, LD-91-72, 1991.
9. 糠谷優之, 坂根 彰, 柴 建次, 辻 敏夫: 人工心臓用経皮エネルギー伝送システム—負荷変動時における伝送効率の向上—. 平成 16 年度電気・情報関連学会中国支部第 55 回連合大会講演論文集. 電気設備学会・映像情報メディア学会・電子情報通信学会・電気学会・情報処理学会・照明学会, 山口, 2004, pp. 189-190.
10. 電気学会電磁駆動型人工心臓システム調査専門委員会: 電磁駆動型人工心臓. コロナ社, 東京, 1994.
11. Emoto H, Harasaki H, Fujimoto LK, Navarro RR, White M, Whalen R, Kiraly RJ, Nose Y: Systemic and local effects of heat dissipation in the thermally powered LVAS. *ASAIO Trans*. **34**(3): 361-366, 1988.
12. Harasaki H, Davies C, Nakamura K, Matsuyosi T, Fukama-

chi K: Safe temperature thresholds for implantable artificial heart. The 6th International Symposium on artificial & assist devices, Program & Abstracts. Japan, 1996, pp. 30-31.

柴 建次 (シバ ケンジ)

2000 年 3 月東京理科大学大学院理工学研究科博士課程修了。博士 (工学)。日本学術振興会特別研究員 (PD), 東京大学大学院新領域創成科学研究科助手, 東京理科大学理工学部助手を経て, 広島大学大学院理工学研究科複雑システム工学専攻助教授。医用生体電子工学の研究に従事。

日本生体医工学会, 日本人工臓器学会, 電気学会, 日本機械学会, ライフサポート学会, 日本人間工学会, IEEE 等の会員。



糠谷 優之 (ヌカヤ マサユキ)

2005 年広島大学工学部第二類 (電気・電子・システム・情報系) 卒業。現在, 同大学大学院理工学研究科博士課程前期複雑システム工学専攻在学中。人工心臓用経皮エネルギー伝送システムの開発に従事。

電気学会の会員。



辻 敏夫 (ツジ トシオ)

1985 年広島大学大学院理工学研究科博士課程前期修了。同年同大学工学部助手。1994 年同助教授を経て, 2002 年より同大学大学院理工学研究科教授, 現在に至る。工学博士。人間とロボットの運動制御, 生体信号解析, ニューラルネット, ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事。IEEE, 日本人間工学会, バイオメカニズム学会, 日本機械学会, 電気学会などの会員。



越地 耕二 (コシヂ コウジ)

1978 年東京理科大学大学院理工学研究科博士課程了。1979 年東京理科大学理工学部電気工学科に奉職し, 助手, 講師, 助教授を経て, 現在, 教授。総合研究機構インテリジェントシステム研究部門長兼任。工学博士。電波システム工学, 医用生体電子工学, 電磁環境工学等の研究に従事。

電子情報通信学会, 電気学会, エレクトロニクス実装学会, 日本人工臓器学会, ライフサポート学会, IEEE, ASAIO 等の会員。

