

超音波モータを用いた直接駆動型人工心臓システムの検討

柴 建次*・高畑 雅史*・辻 敏夫*・越地 耕二**

A Direct-drive Artificial Heart System Using an Ultrasonic Motor

Kenji SHIBA,* Masashi TAKABATAKE,* Toshio TSUJI,* Kohji KOSHIJI**

Abstract In this paper, in order to improve energy transmission efficiency and minimize the size and complexity of the system, we propose a direct-drive system for an artificial heart using an ultrasonic motor for the artificial heart actuator. To supply energy for a total artificial heart (TAH), a transcutaneous energy transmission system (TETS) is one of the most attractive methods. It transmits energy through the skin without wires, using electromagnetic induction between two coils placed on either side of the skin. It is desirable for the energy transmission efficiency to be high and that internal circuitry is miniaturized. In a typical conventional method, the internal circuit consists of an actuator driver circuit, a rectifier and a smoothing circuit, due to the need to drive the artificial heart with DC power. Therefore, it is undesirable for the heat generation of the internal circuit to be excessively high and the physical volume of the internal circuit to be too large. With the proposed method, using an ultrasonic motor driven by AC power, the internal circuit can be eliminated and the AC power transmitted through the body input directly to the motor. First, we designed and tested an externally coupled transcutaneous transformer (ECTT) for an ultrasonic motor. Second, energy transmission efficiency and temperature increases in various parts of the TETS were measured, and the flow rate was estimated. As a result, a maximum energy transmission efficiency of 97% from the input of the transcutaneous transformer to the input of the artificial heart actuator was obtained. The volume of the internal circuit was also reduced by 75%. The temperature increase of the internal circuit was reduced by 90% compared to that of a conventional TETS. It was also confirmed that this proposed system has enough power to drive a TAH.

Keywords: artificial heart, transcutaneous energy transmission, ultrasonic motor, direct drive.

1. はじめに

末期的不可逆性心臓疾患の治療法の一つに心臓移植があるが、脳死患者による臓器提供が前提となっておりドナーが不足しているため、自然心臓の代わりとなる人工心臓の開発が必要とされている。

従来までに開発されてきた人工心臓は、大きく分けて2種類あり、往復直接運動するアクチュエータを用いプレート等を動かして血液を全身に拍出する拍動流型人工心臓[1, 2]と、回転運動をそのまま利用し羽根車等を用いて血液を遠心力で押し出す定常流型人工心臓[3]がある。これらの往復直接運動や回転運動を生み出すアクチュエータ部

分には、一般的に電磁モータが使われており、その中にはDC ブラシレスモータを用いたもの[1, 2]やリニアモータを用いたもの[2]等がある。いずれも駆動させるには5~20 W程度の電力が必要であるため、連続的に動かすためには何らかのエネルギー伝送手段が必要になる。

エネルギー供給方法として最も単純な方法は電線を用いて体外からエネルギーを連続的に供給する方法[4]である。しかし、電線を用いる方法は、貫通部分から進入する細菌による感染症が発生しやすく、また電線に拘束され quality of life (生活の質) が低下するという問題があった。

そこで、体内と体外に置かれた一組のコイル(経皮トランス)間の電磁誘導を利用することにより、体外から体内へ経皮的にエネルギーを供給する経皮エネルギー伝送[1, 2, 5-13]が研究されてきた。経皮エネルギー伝送は体内と体外が皮膚によって完全に遮断された状態でエネルギー伝送可能であり、感染症の危険が少ないなど多くの利点を有している。そのため、現在では経皮エネルギー伝送が有効な方法とされている。

しかしながら、経皮エネルギー伝送において損失は発熱

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 11 日改訂

Received August 1, 2005; revised November 11, 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 Engineering, Tokyo University of Science

となり生体組織へ火傷などの悪影響を与える危険性があるため、高効率でエネルギー伝送を行う必要がある。そのため、これまで経皮エネルギー伝送を高効率化するためにさまざまな方法が提案・検討されてきた。経皮エネルギー伝送を高効率化する従来研究として Schuder ら [7] は、体外と体内に平行に置かれた円盤状の一組のコイルから構成される空心型経皮トランスを用いエネルギー伝送を行うことを提案した。また越地ら [8] は、空心型経皮トランスのエネルギー伝送効率を定量的に表現し、柴ら [9] は巻数などの検討をすることにより高効率化を行った。しかしながら、空心型経皮トランスは体動により 2 つのコイルの相対的な距離がずれることにより効率が低下するなどの問題があった。そこで、越地、柴ら [9-13] は体外結合型経皮トランスを提案した。これは、結合度が大きいいため効率が高く、体動の影響を受けることが無いため安定性に優れている。これらの経皮トランスを介し体内に伝送されたエネルギーにより、人工心臓アクチュエータが駆動している。しかしながら、人工心臓アクチュエータを駆動させるために用いるドライバ回路は直流で駆動するため、体内に供給された交流エネルギーを整流平滑回路により直流に変換する必要があり、これらの体内埋込機器による発熱が問題となっていた。さらに、体内埋込機器は大きく、小柄な日本人への埋込は困難であった。

そこで、本研究では人工心臓アクチュエータに交流で駆動する超音波モータを用いることで、エネルギー損失の大部分を占める整流平滑回路やモータドライバを省いた直接駆動型を採用し、エネルギー伝送システムの高効率化、発熱の低減及び小型化を試みる。直接駆動の従来研究として柴ら [12] は同期モータやインダクションモータを用いた方法を検討したが、駆動周波数が 30 ~ 120 Hz 程度と低く経皮トランスの使用磁束密度が大きくなり鉄損が増加するという問題があった。そのため、経皮トランスを大型化する必要があり生体へ埋込むことを考慮すると実用化は難しかった。一方で超音波モータは駆動周波数が 40 kHz と高周波であり、高効率かつ小型なシステム的设计を行うことが

可能であると考えられる。また、モータドライバによる制御の必要がないため直接駆動方式に適している。

2. システム構成

2.1 経皮エネルギー伝送システム

図 1 に従来の経皮エネルギー伝送システムの構成を示す。体外の直流電源や二次電池より供給される直流電力をスイッチング回路により数 100 kHz の交流電力に変換する。変換された交流電力は、経皮トランスを介し体内に伝送される。しかしながら、体内に供給された交流エネルギーは整流平滑回路により再び直流に変換し、アクチュエータドライバにより交流に変換する必要がある。そのため、整流平滑回路の整流ダイオードによる順方向電圧降下、及びアクチュエータドライバのスイッチングにより熱損失が生じ、エネルギー伝送効率が低下していた。

そこで本研究では、人工心臓アクチュエータに交流で駆動する超音波モータを用いることにより、経皮トランスを介し体内に供給された交流エネルギーを直接モータに入力する直接駆動型人工心臓システムを提案する。このシステムを用いることにより、熱損失が問題となっていた整流平滑回路やモータドライバを省き、エネルギー伝送の高効率化、発熱の低減及び小型化を試みる。提案する経皮エネルギー伝送システムの構成を図 2 に示す。

2.2 経皮トランス

経皮トランスとしては、体外結合型経皮トランス (図 3 参照) [9-13] を用いた。これは、空心型に巻いた二次コイルの半分を皮下に埋込み、残りの円弧部を皮膚で覆ったままアーチ上に外に突き出し、そこに一次コイルを密着巻きしたフェライトコアをクランプして装着される。そのため、一次コイルに流れる電流により発生する磁束のほとんどすべてがフェライトコア内を通過し、二次コイルと確実に鎖交するため極めて大きい結合度を得ることができ、高効率でエネルギー伝送を行うことが可能である。しかしながら、本研究では体内に伝送されたエネルギーを超音波モータに直接入力するため、超音波モータの駆動周波数で

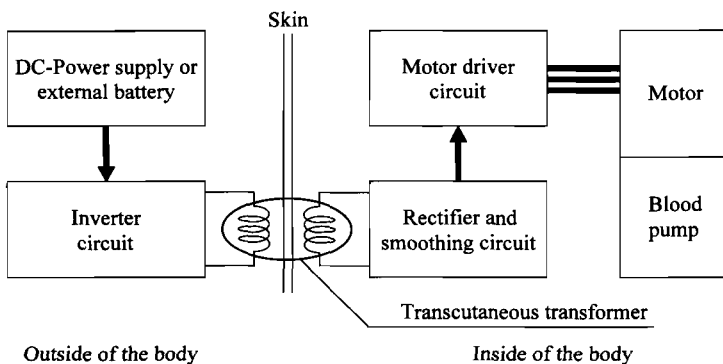


図 1 従来のエネルギー伝送システムの構成図
Fig. 1 Block diagram of a conventional system.

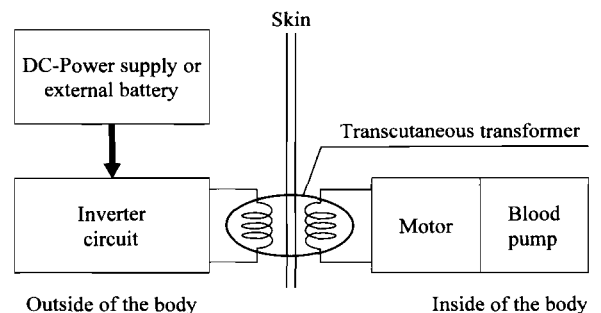


図 2 提案するエネルギー伝送システムの構成図
Fig. 2 Block diagram of the proposed system.

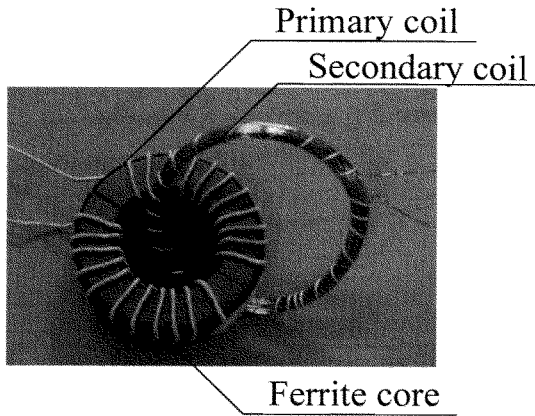


図3 体外結合型経皮トランス

Fig. 3 Externally coupled transcutaneous transformer.

ある 40 kHz 付近でエネルギーを伝送する必要がある。そのため、磁束密度が大きくなり鉄損が大きくなってしまふ。これを防止するためには、二次コイルの巻数を大きくする必要があるが、体内埋込を考慮すると二次コイルの太さは小さくする必要があり巻数は制限される。そこで本研究では、体外結合型経皮トランスの等価回路[9-11]を用いコイルに用いる巻線、及び巻数を検討した。

体外結合型経皮トランスの等価回路を図4に示す。等価回路において I_1 , I_2 は一次、二次電流、 V_1 , V_2 は入力、出力電圧、 V_1' は励磁電圧、 r_1 , r_2 は一次、二次巻線抵抗、 L_1 は一次コイルのインダクタンス、 l_2 は二次コイルの漏れインダクタンス、 a は巻数比 (N_1/N_2) を示している。等価回路より励磁電圧 V_1' は

$$V_1 = V_1' + I_1 r_1 \tag{1}$$

で表現される。これより、入力電圧 V_1 は

$$V_1 = V_1' + I_1 r_1 \tag{2}$$

で表現される。また、コイルの巻数を N , 1 m あたりの巻線抵抗を R , コイルの巻線 1 回巻あたりの長さを d とすると、コイルの巻線抵抗 r は

$$r = RNd \tag{3}$$

で表現される。次に経皮トランスの損失について考える。経皮トランスの損失はフェライトコアの損失による鉄損と巻線抵抗の損失による銅損により構成される。まず鉄損は磁束密度 B_m により

$$P_i = k_1 B_m^{k_2} \tag{4}$$

で表現される。ただし k_1 , k_2 は用いるフェライトの材質により決定され、磁束密度 B_m は

$$B_m = \frac{V_2}{4.44 f N_2 S} \tag{5}$$

で表現される。ここで、 f は周波数、 S はフェライトコアの断面積である。次に銅損は一次巻線の損失と二次巻線の損失の和であり

$$P_c = |I_1|^2 r_1 + |I_2|^2 r_2 \tag{6}$$

で表現される。また出力電力 P_2 は

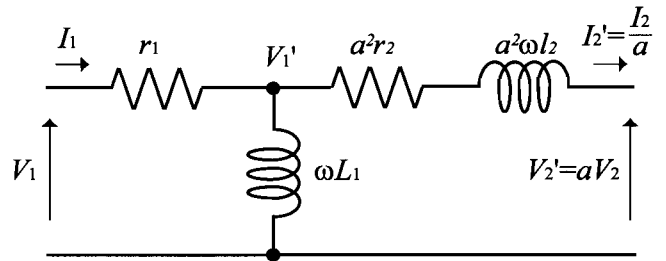


図4 体外結合型経皮トランスの等価回路

Fig. 4 Equivalent circuit of the externally coupled transcutaneous transformer.

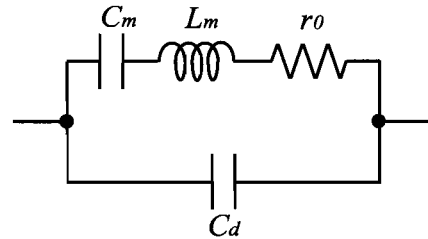


図5 超音波モータの等価回路

Fig. 5 Equivalent circuit of the ultrasonic motor.

$$P_2 = |I_2| |V_2| \cos \theta \tag{7}$$

で表現され、これより経皮トランスの効率は

$$\eta = \frac{100 P_2}{P_2 + P_i + P_c} \tag{8}$$

で表現される。ここで、経皮トランスを適切に設計するためには二次側の負荷である超音波モータのインピーダンスが必要である。しかし、モータドライバを用い超音波モータを駆動させると矩形波駆動のため、単純に電圧と電流を測定しただけでは位相差を判別することができず、インピーダンスの偏角を求めることができない。そこで、ここでは共振周波数等を利用して超音波モータの等価回路を導出し、これを用いて正確なインピーダンスを導出することにした。

2.3 超音波モータ

超音波モータの等価回路を図5に示す[14]。等価回路において C_d はある一定以上の変位が発生しない現象を表現したものである。また、 L_m は振動において質量の影響を表現したものであり、 C_m はセラミックスが動かないように固定した振動を制止したときに測定されるコンデンサ容量であり、 r_0 は機械的損失を表現したものである。

ここで、 C_d は C_m と比較して大きいことから、低周波数における図5の合成アドミタンス Y は C_d と等しいと考えてよく

$$C_d = \frac{Y}{2\pi f_l} \tag{9}$$

と表現される。ここで f_l は低周波領域の周波数である。また、 C_m と L_m の共振周波数を f_0 とすると、共振条件より

$$2\pi f_0 = \frac{1}{\sqrt{C_m L_m}} \quad (10)$$

と表現される。ここで、 r_0 は小さいので無視すると、インピーダンスが最大となる反共振周波 f_r において次の関係が成り立つ。

$$2\pi f_r C_d = \frac{1}{2\pi f_r L_m - \frac{1}{2\pi f_r C_m}} \quad (11)$$

以上のことから、式(10)、(11)より L_m 、 C_m は

$$L_m = \frac{1}{(2\pi)^2} \frac{1}{C_d} \frac{1}{f_r^2 - f_0^2} \quad (12)$$

$$C_m = C_d \frac{f_r^2 - f_0^2}{f_0^2} \quad (13)$$

と表現される。ここで、 r_0 は共振周波数 f_0 におけるインピーダンス Z_0 に等しいため

$$r_0 = Z_0 \quad (14)$$

と表現される。式(9)、(12)~(14)より、共振点と反共振点の周波数、及び共振点と低周波におけるインピーダンスから超音波モータの等価回路を導出できることがわかる。

3. 経皮トランスの設計

3.1 超音波モータの等価回路

経皮トランスの設計を行うために、まず二次側の負荷である超音波モータ (新生工業, USR60-S4, 定格トルク 0.5 Nm, 定格回転数 100 rpm, 直径 70 mm×長さ 20 mm, 260 g) の等価回路を導出する。はじめに、超音波モータに入力される電圧と電流を測定し、インピーダンスを求める。次に、ここから共振点と反共振点を導出し、図5に示した等価回路の C_d 、 C_m 、 L_m 、 r_0 を求める。

測定結果を図6に示す。測定結果より、共振点 f_0 は 40.0 kHz, 反共振点 f_r は 40.9 kHz であることがわかる。測定結果と式(9)、(12)~(14)より C_d 、 C_m 、 L_m 、 r_0 はそれぞれ 12 nF, 0.56 nF, 28 mH, 250 Ω と求まった。

3.2 経皮トランスの設計

導出した超音波モータの等価回路を考慮し、高効率での経皮エネルギー伝送が可能な経皮トランスの設計を行う。

3.1 節で求めた超音波モータの等価回路より周波数 42 kHz において超音波モータのインピーダンスは $495 \angle -77^\circ$ で表される。そこで、二次側の負荷を超音波モータのインピーダンス $495 \angle -77^\circ$ とし、一次コイルと二次コイルの巻数、及び巻線の太さを変えたときのエネルギー伝送効率の解析を行う。ここで、巻線は抵抗値が小さくても高周波で用いると表皮効果により抵抗値が増加し、銅損が増加する。一方で細い銅線を用いると巻線の断面積が小さいため抵抗値が増加してしまう。そこで、40 kHz 付近において表皮効果の影響が現れない直径 0.25 mm のポリウレタン皮膜銅線を数本束にして巻線に用いることにした。測定と式(3)より銅線を x 本束ねた場合の巻線抵抗 r は

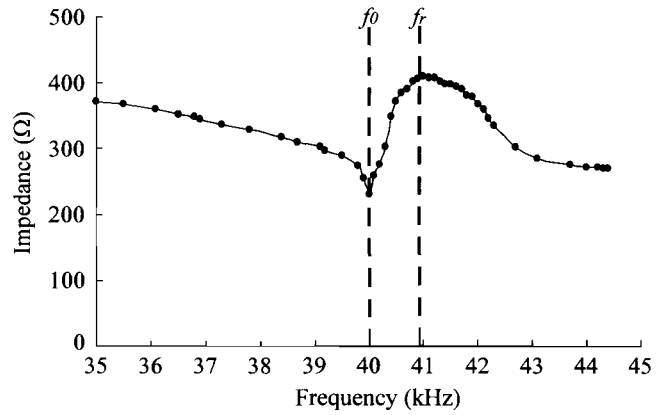


図6 超音波モータのインピーダンスの測定結果
Fig. 6 Impedance of the ultrasonic motor.

$$r = \frac{0.6}{x} \quad (15)$$

で表現される。また k_1 、 k_2 はフェライトの材質よりそれぞれ 144, 2.6 とした [9-11]。これらを考慮し、まず一次コイルと二次コイルの巻数比について解析を行った。ここでは二次コイルを 40 回巻き、二次電圧を 110 V に固定し、巻数比 a と巻線の電線の本数を変数としてエネルギー伝送効率を解析した。

解析結果を図7に示す。ここで、入力電圧は巻数比 a と二次電圧の積にはほぼ等しいことがわかっていて、解析結果より、巻数比 a が大きくなると効率が大きくなるが入力電圧も大きくなってしまふ。ここでは、信号発信器 (横河電機社, FG120) から出力された高周波エネルギーを増幅し経皮トランスに印加する増幅器 (NF 回路設計ブロック, 4025) の最大出力電圧 (50 V) を超えない入力電圧の範囲内で、かつできるだけ高いエネルギー伝送効率を得られる巻数比 a として 0.4 を用いた。

次にコイルの巻数と巻線の電線の本数について検討した。ここで、体内埋込を考慮すると二次コイルの太さは小さくする必要がある。そのため、ここではコイル太さが 5 mm 以下となる範囲で二次コイルの巻数を変化させ、巻線の電線の本数を 1~4 本とし、エネルギー伝送効率を解析した。このとき、巻数比 a は 0.4, 二次電圧は 110 V とした。ただし、二次コイルの太さ d は、巻線の電線の本数 x と巻数 N より次のように表した。

$$d = 0.25\sqrt{2xN} \quad (16)$$

入力電圧の解析結果を図8に、エネルギー伝送効率の解析結果を図9に線で示す。解析結果より巻線の電線の本数を 2 本、コイルの巻数を一次側 36 回巻、二次側 90 回巻 (4.7 mm) としたとき最大効率 94% を得ることができた。そこで、巻線の電線の本数が 2 本、巻数比 0.4, 二次コイルの巻数が 40, 65, 90 回巻の経皮トランスを試作し、エネルギー伝送効率及び入力電圧の測定を行った。測定結果を図9に●黒点で示す。これより、測定値は解析値と近い値を得る

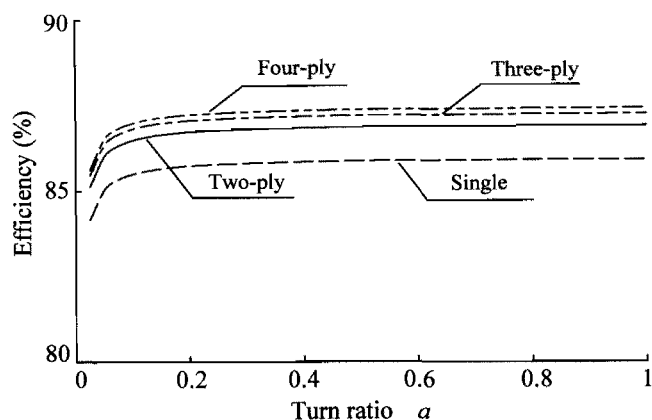


図7 経皮トランスの巻数比に対するエネルギー伝送効率の解析結果

Fig. 7 Analysis results for the energy transmission efficiency of the transcutaneous transformer.

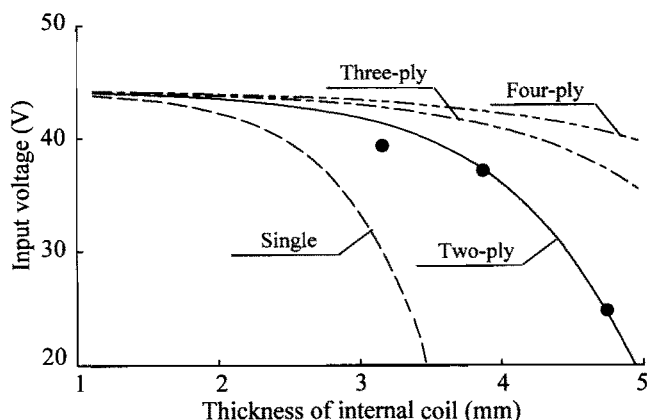


図8 経皮トランスの巻数及び巻線の電線の本数に対する入力電圧の解析結果及び測定結果

Fig. 8 Analysis and measurement results for the input voltage of the transcutaneous transformer.

ことができたことがわかる。

4. 測定実験

人工心臓は、自然心臓と同程度の性能が必要であるため約 100 mmHg の圧力で 4～8 L/min 程度の血液を拍出する能力が求められる。そこで、提案したシステムの人工心臓システムとしての性能評価を行う。

体内へ血液を拍出する人工心臓の血液ポンプ[2]としては、ダイヤフラム型、遠心型などがあるが、ここではプッシャープレート型を用いた場合を仮定して血流量を見積る。プッシャープレート型の血液ポンプは、ピストンを上下に直線往復運動させることによりプレートを動かし血液を全身に拍出している。そのため、超音波モータの回転運動をプレートを押すための直線往復運動に変換する必要がある。そこで、回転運動を直線往復運動に変換する機構として、クランクを用いる場合を考えた。また、体内埋込可能なサイズの一例として、血液ポンプのプレート面積 S を

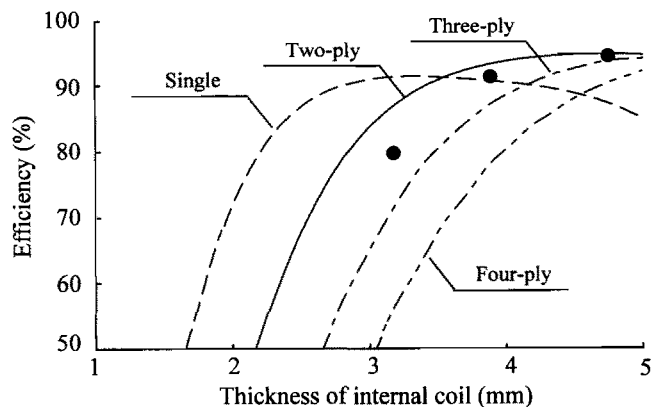


図9 経皮トランスの巻数及び巻線の電線の本数に対するエネルギー伝送効率の解析結果及び測定結果

Fig. 9 Analysis and measurement results for the energy transmission efficiency of the transcutaneous transformer.

20 cm²、クランクの回転半径 r を 1 cm として設計した。

ここで、回転数 N 、トルク τ と拍出流量 V 、血圧 P の関係は理想的には、

$$V = 2rSN \quad (17)$$

$$P = \frac{\tau}{rS} \times 0.7 \quad (18)$$

で表現される。また、実際には回転運動-直線往復運動変換部においてエネルギー損失があるので、ここではこの間の変換効率を 70% として計算する。

実験ではトルクモータ (オリエンタルモータ, 5TK20A-AUL, 直径 104 mm × 長さ 197 mm, 2500 g) を用い、超音波モータと回転部を結合させプレーキトルクを負荷トルクとして利用することで、血液ポンプに相当する負荷を模擬した。そして、経皮トランスの二次コイル出力電圧が 110 V 一定となるように信号発信器の出力電圧を調整し、電源周波数を超音波モータの駆動周波数 40～42 kHz まで、負荷トルクを 0～0.4 Nm 程度まで変化させたときの超音波モータの回転数と経皮トランスのエネルギー伝送効率を測定した。

測定結果と式 (17), (18) より導いた提案したシステムが、人工心臓アクチュエータとして駆動可能な血圧と拍出流量の関係を図 10 に示す。また、エネルギー伝送効率の測定結果を図 11 に示す。図 10 の結果より、100 mmHg において 3～10 L/min の血液を送り出すことが可能と見積ることができ、電源周波数を変更することにより拍出流量を制御することができることを確認した。また、エネルギー伝送効率は、93～97% を得ることができた。

5. 体内埋込機器の温度特性及び占有体積の評価

体外から人工心臓へエネルギーを供給する際、熱損失により生体の温度が上昇すると、生体組織が火傷をする危険性がある [15, 16]。そのため、体内埋込機器はできるだけ

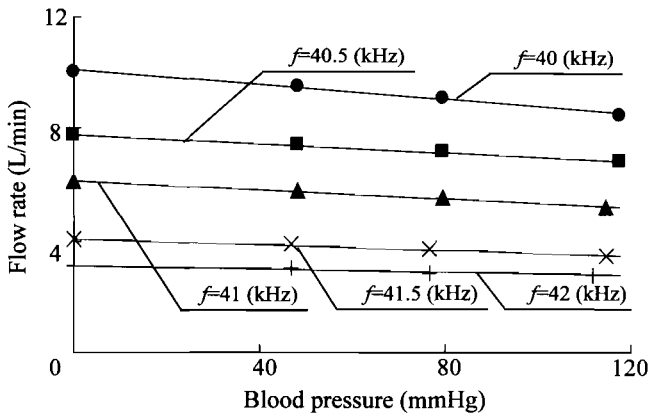


図 10 周波数変化時の拍出流量-血圧特性

Fig. 10 Relationship between flow rate and blood pressure.

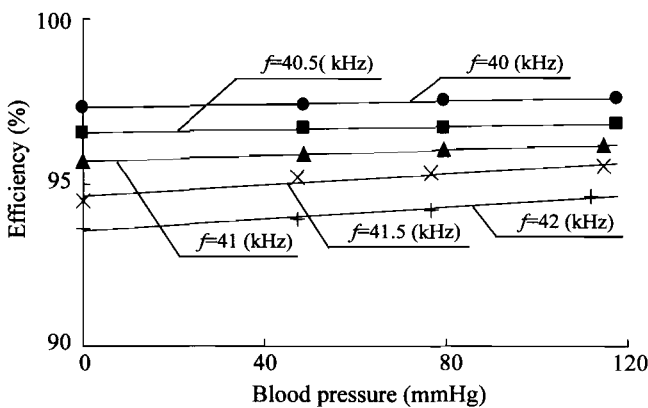


図 11 提案したシステムのエネルギー伝送効率の測定結果

Fig. 11 Measurement results of energy transmission efficiency.

発熱が小さいことが望まれる。そこで、提案方法と従来の人工心臓システムの体内埋込機器の温度特性評価を行った。

ここでは、従来の人工心臓システムとして人工心臓アクチュエータに用いられるものと同仕様の DC ブラシレスモータ (日本サーボ, FHD6P20S-D3, 定格電圧 24 V, 定格電力 20 W) を用い、負荷には DC モータ (日本サーボ, DME60BB, 負荷トルク 0.03 Nm) を用いた。また、整流平滑回路には全波整流回路 (縦 10 mm × 横 60 mm × 奥行き 40 mm, 40 g) を用いた。

それぞれの人工心臓システムをアクチュエータの回転数及び負荷トルクを調節することにより、100 mmHg の血圧で 4 L/min の血液を拍出することができる状態にし、体内を模擬した恒温水槽内 (37°C 一定) で温度が均衡状態に達するまで (40 分) 行った。測定には温度データロガー (ティアンドディ, TR-71U) を、センサにはサーミスタを用いた。

従来方法の測定結果を図 12 に、提案方法の測定結果を図 13 に示す。従来方法ではモータドライバで 8°C、整流平滑回路で 14°C の温度上昇が生じた。一方、提案方法では経

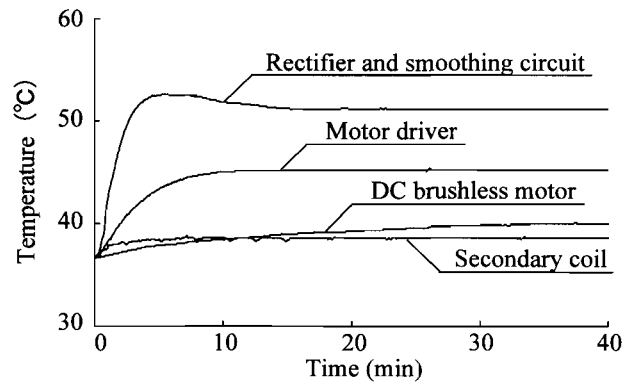


図 12 従来方法の体内埋込機器の温度測定結果

Fig. 12 Temperature rise at various points of the conventional system.

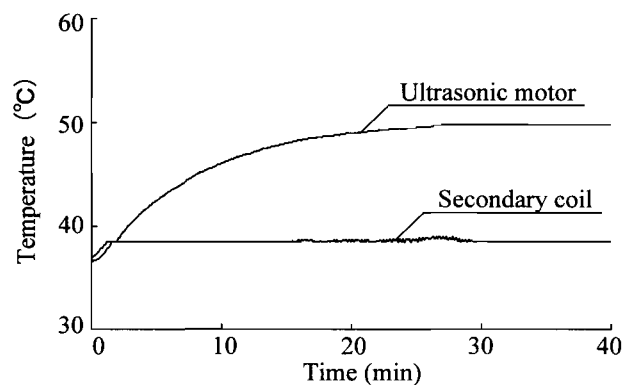


図 13 提案方法の体内埋込機器の温度測定結果

Fig. 13 Temperature rise at various points of the proposed system.

皮トランスで 2°C、超音波モータで 12°C の温度上昇が生じた。提案方法では、従来方法において温度上昇の大きかったモータドライバや整流平滑回路が省かれているため温度による影響は無くなった。

しかしながら、超音波モータの発熱が大きいためそのまま使用することは困難である。現在は、超音波モータの電気機械変換効率が最大で 50% 程度であるため発熱が大きいが、超音波モータは現在研究・開発が進められており、最終的には 90% 近い変換効率が得られると言われている [17]。そのため、超音波モータの発熱は DC ブラシレスモータの発熱と同程度まで低減されるものと思われる。

次に、体内埋込機器の占有体積について評価を行った。人工心臓は自然心臓を取り除き生体内に埋込むため、できるだけ小型化する必要がある。従来方法の体内埋込機器は、経皮トランス 8 cm³、ドライバ及び整流平滑回路 200 cm³、DC ブラシレスモータ 180 cm³ から構成され合計で 388 cm³ であるのに対し、提案方法では整流平滑回路とモータドライバが取り除かれているため、合計 91 cm³ となり約 1/4 に小型化を行うことができた。

6. まとめと今後の課題

人工心臓のアクチュエータとして超音波モータを用い、体内に供給された交流電力により直接駆動・制御することを試みた。その結果、体内に100 mmHg程度の血圧で3～10 L/minの血液を体内に送り出すことが可能であると見積ることができ、拍出流量を電源周波数で制御できることを確認した。また、経皮トランスのコイルの巻数や巻線の太さを検討することにより、エネルギー伝送効率は最大で97%を得ることができた。さらに、体内埋込機器の体積は388 cm³から91 cm³へ縮小され、約1/4に小型化を行うことができた。しかしながら、超音波モータの温度上昇が大きいため発熱を抑える必要がある。今回は、高効率でエネルギー伝送を行う経皮トランスの設計を行ったが、今後は超音波モータの変換効率も考慮したシステムの設計を行う予定である。また、DC ブラシレスモータやステップモータなどを人工心臓アクチュエータとして使用し、直接駆動型方式を採用していく予定である。DC ブラシレスモータを用いた場合はロータの位置制御が必要となるが、何らかの体内-体外間の通信システムを用いることでフィードバックを行い、モータを駆動させることにより提案方法に応用する予定である。

また、入浴時やエネルギー伝送装置が故障した際にも安定して人工心臓システムにエネルギーを供給するために、体内にバックアップ用の二次電池を搭載することを検討している[13]。しかしながら、整流平滑化を行わない限り、経皮エネルギー伝送により充電することは不可能である。そこで、二次電池を充電するためだけに用いる専用の小型整流平滑回路と、超音波モータ駆動用交流電力を作り出すためだけに用いる専用のドライバ回路を用意することを検討している。例えば、人工心臓を1時間駆動させることができる二次電池を搭載し、完全放電させたものを4時間程度で充電すると仮定した場合、充電に必要な電流は人工心臓を駆動させる電流の1/4程度となる。整流平滑回路を通過する電流が1/4になると、体内回路の損失の大部分を占める整流平滑回路のダイオードの損失電力は、順方向電圧降下が主な損失とすると1/5程度になると予想され、体内回路の損失電力は大幅に減少すると考えられる[18, 19]。これより、熱損失も減少することから、熱放散を均等にするために用いていた放熱板なども小さいもので代用可能となり、体内埋込機器の占有体積も十分に小さくできると考えられる。以上のことから、二次電池を考慮しても従来方法と比較して高効率、小型化を実現可能であると考えられる。今後は、本提案システムに二次電池を組み込むことで、小型化と安全性を両立したシステムの構築を行う予定である。

謝辞 本研究の一部は、平成16年後期広島大学支援金に

よって行われた。

文 献

1. Tatsumi E, Taenaka Y, Homma A, Nishinaka T, Takewa Y, Tsukiyama T, Ohnishi H, Oshikawa M, Shirakawa Y, Kakuta Y, Shioya K, Katagiri N, Mizuno T, Kamimura T, Takano H, Tsukahara K, Tsuchimoto K, Wakui H, Yamaguchi H: The National Cardiovascular Center Electrohydraulic total artificial heart and ventricular assist device systems: Current status of development. *ASAIO J.* **49**: 243-249, 2003.
2. 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.
3. Lynch MF, Peterson D, Backer V: Centrifugal blood pump for open heart surgery. *Minn Med.* **61**: 63, 1978.
4. 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.
5. 平野 篤, 岡本英治, 三田村好矩, 三上智之: 経皮的エネルギー伝送システムの構成. *人工臓器.* **17**(3): 831-834, 1988.
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. 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.
8. 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. *人工臓器.* **16**(1): 167-170, 1987.
9. 柴 建次: 体内埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システムに関する研究. 東京理科大学大学院理工学研究科電気工学専攻博士論文. 2000.
10. 柴 建次, 周 英明, 越地耕二, 藤原 修, 中村恭之, 増沢徹, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 高エネルギー伝送を考慮した完全埋込型人工心臓用経皮トランスの検討. *人工臓器.* **28**(1): 49-54, 1999.
11. 柴 建次, 周 英明, 越地耕二: 完全埋込式人工心臓駆動用体外結合型経皮トランスの解析. *電学論(D).* **120**(2): 169-175, 2000.
12. 柴 建次, 越地耕二, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓の経皮的駆動の検討. *電気学会・リニアドライブ研究会資料.* LD-03-51, 2003, pp. 43-47.
13. 柴 建次, 周 英明, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 増沢徹, 角田幸秀, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 人工心臓用経皮エネルギー伝送システム—エネルギー供給バックアップシステムの設計・試作と In Vivo 評価—. *人工臓器.* **29**(1): 24-30, 2000.
14. 見城尚志, 指田年生: 超音波モータ入門. 総合電子出版社, 東京, 1991.
15. 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.
16. Harasaki H, Davies C, Nakamura K, Matsuyosi T, Fukamachi K: Safe temperature thresholds for implantable artificial heart. The 6th International Symposium on artificial & assist devices, Program & Abstract. Japan, 1996, pp. 30-31.
17. 日本電子機械工業会: 超音波工学. コロナ社, 東京, 1993.

18. 相川孝作: 電子回路. コロナ社, 東京, 1957, pp. 314.
 19. サンケン電気(株): FML-12S. <<http://www.sanken-ele.co.jp/>> [accessed 9 November, 2005]

柴 建次 (シバ ケンジ)

2000年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。



高畑 雅史 (タカバタケ マサシ)

2005年広島大学工学部第二类(電気・電子・システム・情報系)卒業。同年同大学大学院理工学研究科複雑システム工学専攻博士課程前期入学, 現在に至る。医用生体電子工学の研究に従事。



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。

