

## 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—

柴 建次, 周 英明, 越地耕二, 土本勝也\*, 塚原金二\*, 増澤 徹\*\*, 角田幸秀\*\*\*, 巽 英介\*\*\*, 妙中義之\*\*\*, 高野久輝\*\*\*

人工心臓に駆動用電力を供給するものに体外結合型経皮エネルギー伝送システム (ECTETS) があるが, 入浴時や体外からのエネルギー供給が停止したときには, それを速やかに感知し電力供給源を体内バックアップ二次電池に自動的に切り替える必要がある。また, ECTETS によるエネルギー供給が再開したときには, 電力供給源を二次電池から ECTETS に戻し, 人工心臓の駆動と二次電池充電の同時動作を行う必要がある。ここでは,  $\text{Li}^+$  二次電池を用いたバックアップシステムの設計・試作を行い, 二次電池と体内コイルをヤギ腹部皮下に埋込み *in vivo* にて評価した。その結果, 切り替え動作に要した時間は, 50~100 ms であった。バックアップシステムを含めた ECTETS の総合効率率は, 73~97% であり, 埋込部の温度は 40.5°C 以下であった。エネルギー供給バックアップシステムと組み合わせた ECTETS は, 十分な性能を有していることが確認された。

Shiba K, Shu E, Koshiji K, Tsuchimoto K, Tsukahara K, Masuzawa T, Kakuta Y, Tatsumi E, Taenaka Y, Takano H. **Transcutaneous Energy Transmission System for a Totally Implantable Total Artificial Heart—Design and *In Vivo* Evaluation of the Energy Backup System—**. We have been developing an externally-coupled transcutaneous energy transmission system (ECTETS) for a totally implantable total artificial heart (TITAH). When a patient takes a bath or if some emergency of transcutaneous energy transmission occurs, the energy backup system must switch the energy source from the ECTETS to a rechargeable internal backup battery (RIBB). Then when the transcutaneous energy transmission has been restarted, the energy backup system must switch the energy source from the rechargeable battery to the ECTETS in order to drive TITAH and charge the RIBB. In this study, an energy backup system that can automatically switch energy sources without any discontinuity of the energy supply, was designed and manufactured on an experimental basis. Further, the performance of the energy backup system was evaluated in an *in vivo* experiment by implanting the secondary coil of the transcutaneous transformer and the RIBB (consisting of a series connection of seven  $\text{Li}^+$  rechargeable batteries) enclosed in a titanous canister in the goat body. As a result, it was found that the switch from the ECTETS to the RIBB requires 100 ms and from the RIBB to the ECTETS 50 ms. The total efficiency of the ECTETS with the energy backup system was 73-97%, and the temperatures of the implanted devices were less than 40.5°C. It is concluded that the ECTETS with an energy backup system performs adequately. **Keywords:** artificial heart, energy transmission, backup system, rechargeable battery, emergency

Jpn J Artif Organs 29(1), 24-30

### I. 緒 言

完全埋込型全人工心臓 (Totally Implantable Total Artificial Heart; TITAH) にエネルギーを供給する方法の

一つに, 電磁誘導を利用して体外から体内にワイヤレスでエネルギー供給する方法がある。皮膚を貫くことで起こる感染症や Quality of life の点で優れており, 今日最も有力な方法として知られている。その中には, 空芯形のもの<sup>1-3)</sup>, アモルファス磁性線を用いるもの<sup>4)</sup>, フェライトコアを用いたポット形<sup>5)</sup>のもの, 体外結合型のもの<sup>6-12)</sup>などがある。我々は体外結合型経皮エネルギー伝送システム (Externally-Coupled Transcutaneous Energy Transmission System; ECTETS) を開発・研究している。これは, 磁性体を用いてコイル間の結合度を高めたもので, 1) 漏れ磁束が極めて少ない, 2) 体動等による装着ずれに対しエネルギー伝送量や伝送効率が影響を受けにくい, 3) 伝送効率が高等の特長<sup>6-12)</sup>がある。

東京理科大学大学院理工学研究科

\*アイシンコスモス研究所

\*\*茨城大学工学部

\*\*\*国立循環器病センター研究所

連絡者 (corresponding author): 柴 建次 (Kenji Shiba)

東京理科大学大学院理工学研究科電気工学専攻越地研究室 (〒278-8510 千葉県野田市山崎 2641) Koshiji Lab. Division of Electrical Engineering, Graduate School of Science and Technology, Science University of Tokyo 2641 Yamazaki, Noda, Chiba 278-8510, Japan.

E-mail: shiba@koshijia.ee.noda.sut.ac.jp

Received on Oct 16, 1999; Accepted on Nov 18, 1999

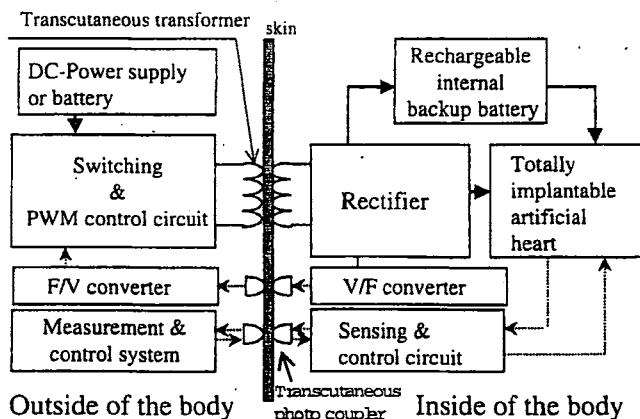


Fig. 1 Block diagram of ECTETS

しかし、患者の入浴時や ECTETS の緊急停止時には、体外からのエネルギー供給が途絶えるため、人工心臓へのエネルギー供給を維持するために、体内に二次電池等を用いたエネルギー供給バックアップシステムが必要になる。そして、ECTETS によるエネルギー供給が途絶えたことを速やかに感知し、電力供給源を ECTETS から体内バックアップ二次電池に自動的に中断なく切り替えたり、ECTETS によるエネルギー供給が再開したときには、電力供給源を体内二次電池から ECTETS に戻す必要がある。

ただし、切り替えには次のような問題を考慮する必要がある。

- (1) 切り替え時間が長く、人工心臓へ供給される電力の瞬断されると、アクチュエータがその間停止し、拍出流量の減少を招いたり、アクチュエータの動作を不安定にする可能性がある。
- (2) 人工心臓の拍動による駆動電圧の変動により切り替え回路が誤動作する可能性がある。
- (3) 切り替えを行うスイッチは、寿命が長く、高信頼性で、低損失である必要がある。

ここでは、これらを考慮し、切り替えを自動で行い、中断なく人工心臓に電力供給するバックアップシステムの設計・試作を行った。また、経皮トランスの二次コイル（体内用）と二次電池をヤギの皮下に埋込み、*in vivo* において評価した。

## II. 構成

### 1. エネルギー伝送システム

ECTETS の構成を Fig. 1 に示す。直流安定化電源または体外二次電池からの直流を、2つの MOS FET を交互に動作させるプッシュプル方式スイッチング回路<sup>12)</sup>により 50-200 kHz の交流電力に変換する。変換された交流電力は、皮膚表面と皮下に置かれた 1 組のコイル（経皮トランス）を経て体内に伝送される。体内に伝送された交流電力は整流ダイオードにより直流電力に変換され、人工心臓の駆動及び体内バックアップ用二次電池の充電に使われる。

Figure 2 に体外結合型経皮トランスを示す。経皮トランス

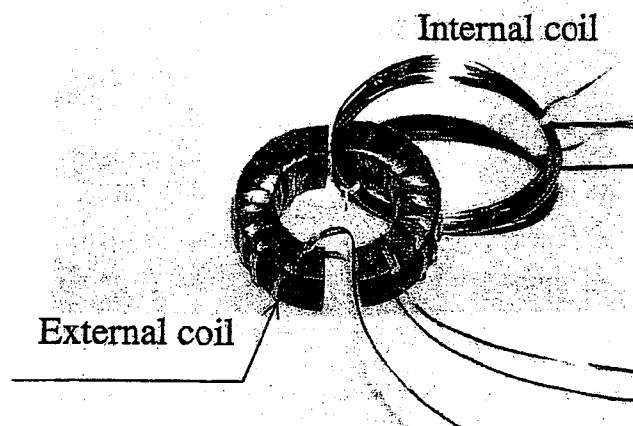


Fig. 2 Externally-coupled transcutaneous transformer

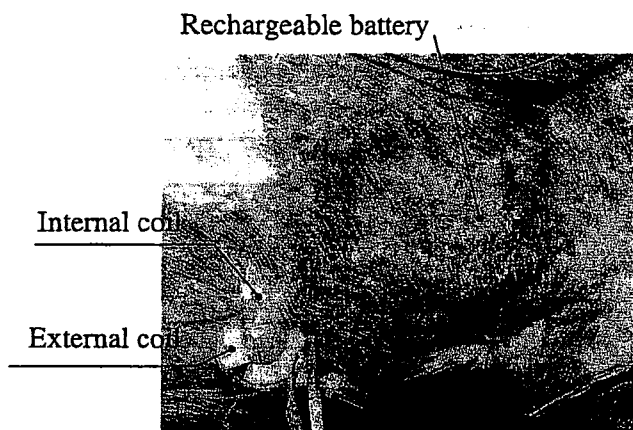


Fig. 3 Externally-coupled transcutaneous transformer attached to goat, and rechargeable internal backup battery enclosed in titanous canister implanted in the goat body

は体外コイル（一次コイル）と体内コイル（二次コイル）からなる。体外コイルはトロイダルフェライトコア（住友特殊金属, 3F6, 外径 38 mm, 内径 22 mm, 厚さ 14 mm）にポリウレタン被覆銅リッツ線束（ $\phi$  0.1 mm を 30 本一束として使用）を数回均等に密着巻きしたもの、体内コイルは同様のリッツ線束を直径 40 mm の円環状に数回巻いたものである。体内コイルの半分の円弧部は皮下に埋め込まれ、残りの円弧部は皮膚に覆われたままアーチ状に外に突き出る。体外コイルを巻いたフェライトコアは、半分に切断しており、体外に突き出た体内コイルアーチ部の穴を通して体内コイルをクランプする。ヤギに装着した経皮トランスの様子を Fig. 3（左下）に示す。

ここでは、出力電力 20~40 W において、DC-DC エネルギー伝送効率が高くなるよう体外コイル巻数は 10 回、体内コイル巻数は 10 回、周波数は 100 kHz に最適化してある。

### 2. 体内バックアップ用二次電池

人工心臓アクチュエータの駆動電圧は 24 V としているため、ここでは、1 本当たり端子電圧 3.6 V、放電容量 800 mAh の  $\text{Li}^+$  二次電池<sup>13-15)</sup>（日機装機）を 7 本直列接続し（7 本時の体積 77 ml, 重量 176 g）、これをチタンケース（体積

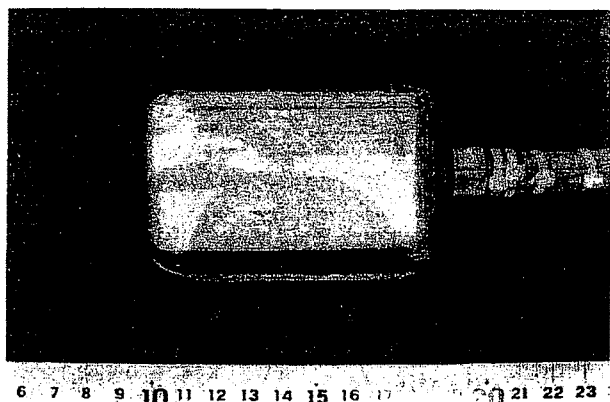


Fig. 4 Li<sup>+</sup> secondary battery enclosed in titanous canister



Fig. 5 Switching of energy source and charge control circuits

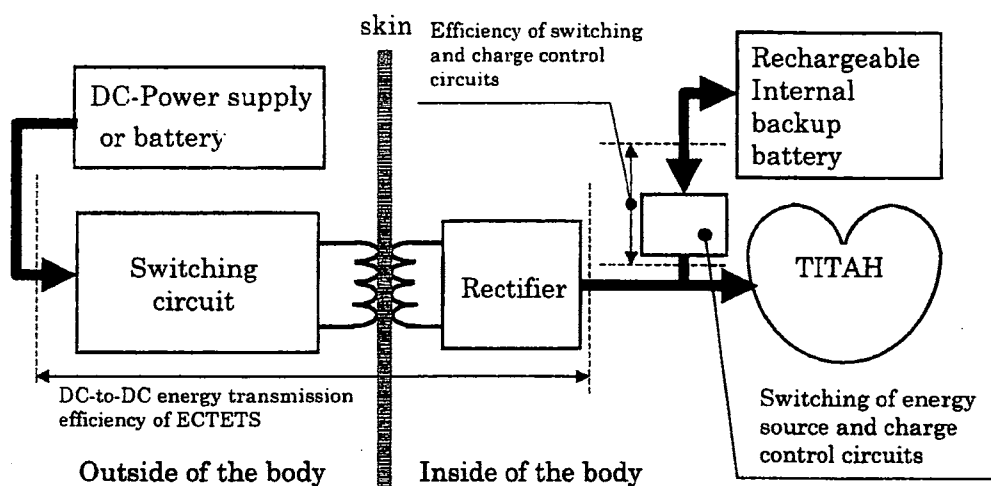


Fig. 6 Block diagram of ECTETS with energy backup system

160 cc, 重量 420 g) に入れたものを用いた (Fig. 4 参照)。

### 3. 充電制御回路

Li<sup>+</sup> 二次電池の充電電圧は、人工心臓駆動電圧 24 V と異なり、充電初期から末期の間で、20.0~28.7 V の可変電圧を必要とする。ここでは、ECTETS 出力電圧 (人工心臓駆動電圧) 24 V を入力電圧とし、充電制御回路<sup>10)</sup> によって可変電圧を得た。過充電防止等の安全性を考慮し定電流 (設定値 0.5 C)・定電圧充電 (設定値 28.7 V) を行った。

### 4. 切り替え回路

切り替え回路の切り替えスイッチは、人工心臓と二次電池の間に挿入される。これは、人工心臓入力電圧を常に監視し、通常時には二次電池からのエネルギー供給はオフとなっており、ECTETS による人工心臓の駆動と二次電池充電の同時動作が行われている。しかしながら、人工心臓入力電圧が低下し、しきい値以下になっているとき、切り替えスイッチはオンになり、体内バックアップ二次電池から人工心臓へ電力供給される。また、二次電池は、充電末期には、二次電池の上限電圧を越えないよう定電圧充電が行われるため、満充電状態に近づくとき充電電流は 0 A に収束する。切り替え素子には、電磁リレー等もあるが、サイクル数に限界がある、切り替え時間が長い、消費電力が大きい、充電に必要な大きな電流 (1 A 程度まで) が流れるも

のは大型のものになってしまう等の問題があるため、ここでは、オン抵抗が小さい半導体スイッチ (MOS FET, Siliconix Si4425DY) を用いた。立ち上がり時間は、スイッチの駆動回路にもよるが、数 10 ns 程度までの高速切り替えが可能である。

ここで、しきい値電圧は、拍動に伴う人工心臓入力電圧の変動により切り替え回路が誤動作することを防止するために、人工心臓定格電圧より十分低い電圧 (人工心臓定格電圧の約半分の 12 V) とした。また、切り替え回路では、しきい値電圧と等しい比較用基準電圧を必要とするが、ここでは、二次電池の端子電圧が比較的安定していることから二次電池の端子電圧を分圧して用いた。

ここでは、充電制御回路及び切り替え回路は、縦 59 mm×横 80 mm×高さ 31 mm のケースに入れたものを用いた (Fig. 5 参照)。

### 5. 電気油圧駆動方式完全埋込型人工心臓

ここでは、負荷として水循環モック装置 (ドノバン型) に接続した電気油圧駆動方式完全埋込型人工心臓<sup>16-17)</sup> を用いた。電気油圧駆動方式完全埋込型人工心臓は、シリコンオイルを用いた油圧駆動装置 (ブラシレス DC モータ、公称定格電圧 24 V, 最小定格電圧 18 V, 最大定格電圧 30 V) と左右心用 2 個のダイヤフラム型血液ポンプからなっており

り、回転数と拍動数は自由に設定できる。回転方向を切り換えることにより、左右の血液ポンプは交互に充滿、排出を繰り返す。人工心臓負荷として、水循環モック装置の設定は、左心後負荷 100 mmHg, 右心後負荷 20 mmHg, 左心前負荷 10 mmHg, 右心前負荷 10 mmHg とした。なお、本人工心臓においては、200 ms 以上の間断があると、アクチュエータ制御用 CPU 及びアクチュエータは停止することが確認されている。

### III. 方法

ここでは、生体内埋込時の温度上昇を調べるために、体内コイルを厚さ 1 mm のシリコン(信越化学工業, KE66)で覆い、滅菌を行った後、ヤギの腹部皮下に埋め込んだ。円環状コイルの半分は皮下に埋め込まれ、残りの半分は周囲を厚み 3~4 mm の皮膚で覆ったまま体外にアーチ状に突き出させた。

また、チタンケースに入れた二次電池は、滅菌を行った後、左体側季脇下に埋め込まれた。ここでは、体内コイル及び二次電池のケーブルはいずれも体外に引き出され、それぞれ体外に置かれた整流回路及び充電制御回路+切り替え回路に接続された。Figure 3 にヤギに装着した経皮トランスとヤギに埋め込んだ二次電池を示す。

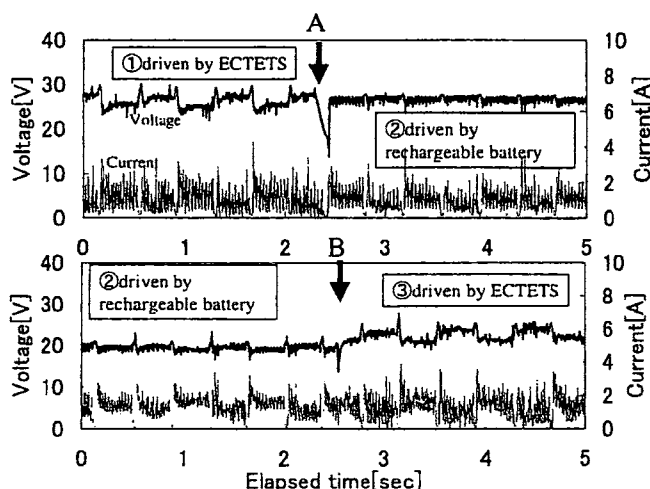


Fig. 7 Input voltages and currents to TITAH as a function of elapsed time

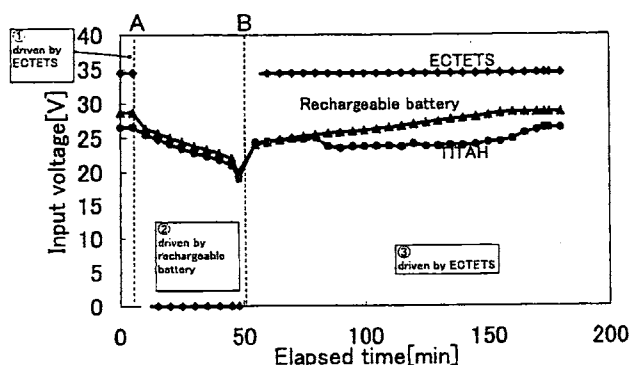


Fig. 8 Input voltages to ECTETS, TITAH, and rechargeable battery as a function of elapsed time

はじめに、① ECTETS により約 5 分間、人工心臓の駆動と満充電状態の体内二次電池の充電を行った。

次に、② ECTETS の入力用電源をオフにし、二次電池による人工心臓の駆動に切り替わることを確認し、体内二次電池が完全放電状態になるまで二次電池による駆動を行った。そこで、③ ECTETS の入力用電源をオンにし、体外からのエネルギー供給を再開し、二次電池が満充電状態に達するまで、人工心臓の駆動と二次電池充電の同時動作を行った。完全放電の判断としては、電池の端子電圧のうちいずれか 1 本でも端子電圧が 2.5 V 以下になったとき、満充電の判断としては電池の充電電流が 100 mA 以下になったときとした。ここでは、各部の電圧、電力、人工心臓の左心拍出流量、ECTETS 及び充電制御回路+切り替え回路の DC-DC エネルギー伝送効率、温度(二次電池を収めたチタンケースと筋肉の間、体外コイルのフェライトコアと皮膚の間、体内コイルと筋肉の間、充電制御回路と切り替え回路を収めたケース表面、ヤギ体温、室温)を測定した。拍出流量の測定には、超音波流量計 (T206 small animal blood flow meter, Transonic System Inc.) を、温度測定は熱電対を用いた。

### IV. 結果

①から②、及び②から③への切り替えの瞬間を A 及び B として Figs. 7~12 に示す。Figure 7 に切り替え時の電圧及び電流を示す。切り替えに要した時間は A 及び B にお

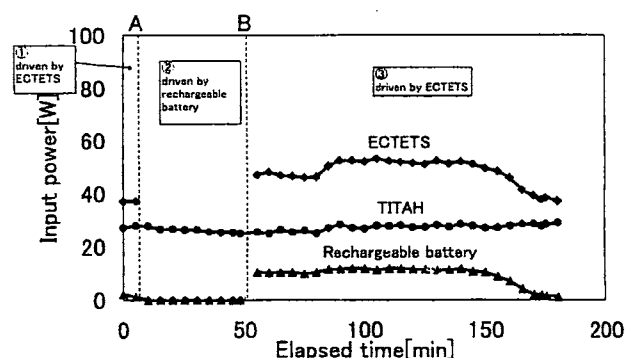


Fig. 9 Input power to ECTETS, TITAH, and rechargeable battery as a function of elapsed time

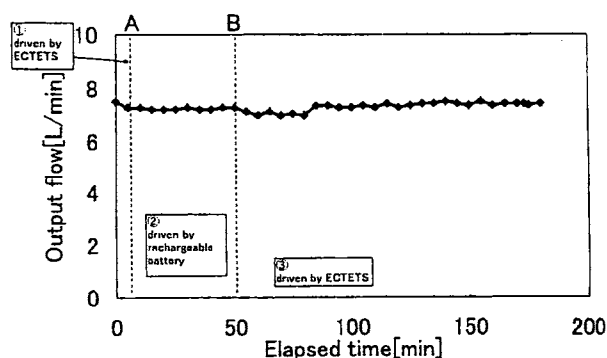


Fig. 10 Output flow of TITAH as a function of elapsed time

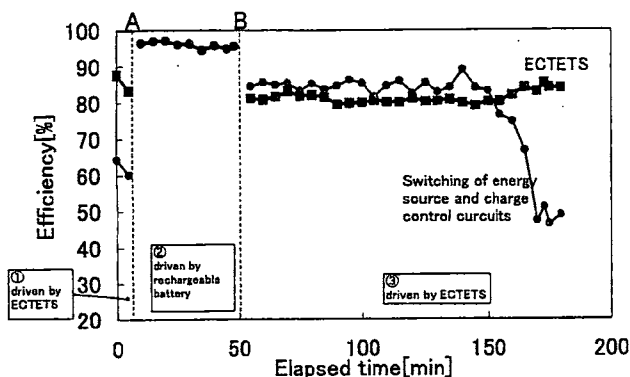


Fig. 11 DC-to-DC energy transmission efficiencies of ECTETS, switching of energy source and charge control circuits as a function of elapsed time

いて、それぞれ 100 ms 及び 50 ms で、アクチュエータ制御用 CPU 等が停止することなく切り替えが行われた。

また、Fig. 8 及び Fig. 9 に、それぞれ ECTETS、二次電池、人工心臓の電圧及び電力を示す。Figure 8 より、ECTETS の入力電圧は 35 V 以下であり、低い入力電圧で動作可能であることがわかる。また、人工心臓入力電圧は、19.0～26.5 V が得られており、人工心臓アクチュエータの定格電圧範囲内であることがわかる。さらに、Fig. 9 より、人工心臓入力電力は、常に 25.0～28.9 W の電力が得られており、電力の瞬断もなく安定した電力供給が可能であることがわかる。

Figure 10 に、このときの人工心臓の左心拍出流量を示す。常に 7.0 l/min 以上の安定した拍出流量が得られていることがわかる。

また、Figs. 8～10 までの結果からもわかるように、二次電池による駆動時間は、40 分間であり、満充電になるまで要した時間は 125 分間である。実験開始後約 155 分で、定電流充電から定電圧充電に移行していることがわかる。

Figure 11 に充電制御回路+切り替え回路及び ECTETS の DC-DC エネルギー伝送効率を示す。ECTETS のエネルギー伝送効率は、80% 以上であることがわかる。また、バックアップシステムを含めた全システムの総合効率を各部の電力より計算すると、①～③の期間において、それぞれ 79%, 95～97%, 73～80% である。

Figure 12 に各部の温度を示す。二次電池を収めたチタンケースと筋肉の間、体外コイルのフェライトコアと皮膚の間、体内コイルと筋肉の間における最高温度は、それぞれ 40.4°C, 38.5°C, 40.5°C であることがわかる。このとき、ヤギの平均体温は 37.4°C、室温は 25.8°C であった。また、整流回路及び充電制御回路と切り替え回路を収めたケース表面は室温中で測定され、最高温度はそれぞれ 33.9°C 及び 32.8°C であった。

## V. 考 察

試作したバックアップシステムにより人工心臓入力電圧を監視することで、ECTETS からのエネルギー供給が途

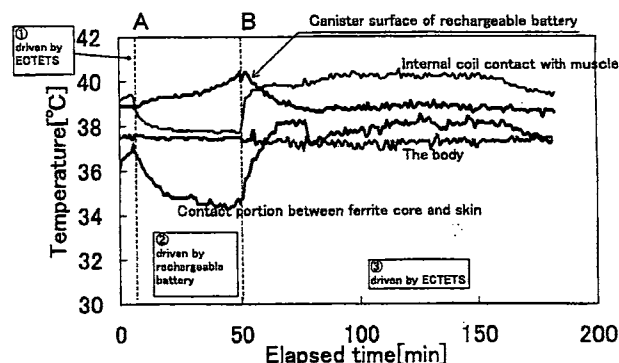


Fig. 12 Temperatures as a function of elapsed time

絶えると、瞬時にバックアップ用二次電池に切り替わり、再び ECTETS によるエネルギー供給が始まると二次電池の放電は停止し、ECTETS による人工心臓の駆動と体内二次電池充電の同時動作に自動的に切り替わる一連の動作を *in vivo* で確認することができた。しかし、バックアップ用二次電池による人工心臓の駆動中は、ECTETS からの電力供給がない限り、継続して放電が行われ、完全に電池のエネルギーがなくなるまで行われる。よって、本システムの場合、二次電池が完全放電状態に達してしまう前に、患者もしくは看護者に何らかの方法で、電池残量や駆動可能時間を通知す必要がある。この手段について、現在検討中である<sup>18)</sup>。

切り替え時間は、(i) 外部からのエネルギー供給停止を感知するのに要する時間（しきい値電圧に達するまでに要する時間）と、(ii) 実際にスイッチを切り替えるのに必要な時間からなるが、大部分は (i) に時間を要し、(ii) はほとんど時間を要していないことが Fig. 7 からわかる。これは、整流回路等の出力部に使用している大容量コンデンサに電荷が、蓄積されたまますぐに消費されず残っているためであり、人工心臓入力電圧がしきい値電圧以下まで低下するのに時間がかかるためである。コンデンサ容量は、小さくすれば早くしきい値電圧に到達するが、変動負荷に対して安定した電力供給を維持するためある程度大きな容量のものにしておくことが必要である。また、しきい値電圧を大きくすることでも (i) は短縮されるが、変動負荷による電圧降下により切り替え回路が誤動作する可能性がある。よって、(i) に数 10～数 100 ms 程度の時間が必要となるのは、やむを得ないと考えられる。

ここでは、12 V をしきい値電圧とすることにより、切り替え時間をアクチュエータが停止する間断時間の 200 ms 以下に抑えることができ、かつ、負荷変動による電圧降下による誤動作もなく、正常な切り替え動作が可能であった。電力や拍出流量が低下した様子もなく、人工心臓の駆動状態は安定していたため、この程度の切り替え時間であれば問題ないものと考えられる。

また、入力電力を 25.0～28.9 W とする人工心臓において、二次電池による駆動時間は 40 分間であった。通常、入力電力 20 W において約 60 分間の駆動が可能である<sup>10,15)</sup>

が、駆動時間が減少したのは、消費電力が増加したためと考えられる。しかしながら、近年、小さな電力で同量の拍出流量が得られるよう人工心臓の高効率化が図られており<sup>17)</sup>、今後さらに長い時間の駆動が可能になるものと考えられる。

二次電池が満充電になるまでに要する時間は125分であった。これは、バックアップ動作終了時から125分後には、次のバックアップ動作が可能であることを意味し、迅速な充電が可能であることが示された。今回、充電電流を0.5 Cとしたが、充電電流を増加させれば、さらなる急速充電も可能である。これらの値は、バックアップシステムの使用状況や二次電池及びECTETS各部の温度上昇を考慮し決定されるべきであり、今後検討していく予定である。

また、ECTETSの効率は、出力電力31~42 Wにおいて、常に80%を越えており、他の経皮トランスを用いた方式よりも高い効率を得られ、ヤギの体動等による体外コイルと体内コイルの位置変化に対しても極めて高い安定性を示していることが、今回の結果からも明らかとなっている<sup>6-12)</sup>。

さらに、②の期間において、切り替え回路+充電制御回路の効率は、切り替え回路部の半導体スイッチ(MOSFET)による電力損失によるもののみを示すが、効率は94.5~97.2%程度であり、非常に低損失であることがわかる。また、①や③の期間において、切り替え回路+充電制御回路の効率が低下しているが、このとき回路で消費している電力はほとんど0 Wに近い値であることから(Fig. 9参照)、問題ないことがわかる。

温度上昇においては、体内コイルと筋肉の間及び二次電池のチタンケースと筋肉の間において、40.0~40.5°Cに達しているが、細胞レベルの熱的限界が42.5°C<sup>18)</sup>であることから考えると、問題ないといえる。充電制御回路及び整流回路の温度は、室温中で測定されたが、回路全体が均等に放熱されるような方策をとり、生体内に埋め込むと、温度上昇は室温中での温度上昇の0.3~0.5倍程度に抑制されるという報告があり<sup>9,11)</sup>、問題ないと考えられるが、今後、動物実験により確認するとともに、高効率化も併せて行っていく。

## VI. 結 語

- ・試作したエネルギー供給バックアップシステムにより、ECTETSと二次電池間の電力供給源の切り替えを自動的に間断なく行うことができた。
- ・人工心臓駆動中のECTETSと試作したエネルギー供給バックアップシステムにより、二次電池の充電が迅速かつ安全かつ高効率に行うことができた。
- ・各部の温度上昇は、生体にとって問題のない程度に抑制できていることが確認された。

最後に、実験装置等の便宜をお図りしていただいた日機装株式会社 村井剛次氏、本実験に協力いただいた元本学大

学院生 本田博幸氏(現在特許庁)に謝意を表します。

なお、本研究の一部は、医用福祉機器技術開発制度の一環として、新エネルギー・産業技術開発機構(NEDO)からの委託により実施された。また、本論文の筆頭筆者は日本学術振興会特別研究員である。

## 文 献

- 1) John C. Schuder, Hugu E, Stephenson, Jr and John F. Townsend: Energy transfer into closed chest by means of trationary coupling coils and a portable high-power oscillator. Trans ASAI0 7: 327-331, 1961
- 2) 越地耕二, 増田幸一郎, 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
- 3) Tofy Mussivand, Albert Hum, Marc Diguier, Kevin S. Holmes, Gino Vecchio, Roy G. Masters, Paul J. Hendry, Wilbert J. Keon: A Transcutaneous energy and information transfer system for implanted medical devices. ASAI0 J 41: M253-M258, 1995
- 4) 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
- 5) 三田村好矩: 電磁駆動式完全埋込型人工心臓の開発と将来への課題: 工学的側面. 人工臓器 25: 738-743, 1996
- 6) 越地耕二: 経皮的エネルギー移送. 人工臓器 25: 881-888, 1996
- 7) 越地耕二, 野村 誠, 小森義広, 湯澤俊也, 周 英明, 宇都宮敏男, 増澤 徹, 妙中義之, 高野久輝: 経皮エネルギー伝送システムの放射ノイズとその抑制について. 電気学会マクネティックスリニアドライブ合同研究会 LD-91-74: 19-26, 1991
- 8) 柴 建次, 越地耕二, 周 英明, 塚原金二, 土本勝也, 大海武晴, 藤巻鉄哉, 高橋克己, 大野 孝, 増澤 徹, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用体外結合型経皮エネルギー伝送システムの高効率化と信頼性の向上. 人工臓器 24: 298-303, 1997
- 9) 柴 建次, 周 英明, 越地耕二, 塚原金二, 大海武晴, 中村知道, 遠藤誠子, 増澤 徹, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システム—電気工学的観点からの *in vitro* および *in vivo* 評価—. 人工臓器 27: 341-346, 1988
- 10) 柴 建次, 本田博幸, 周 英明, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 増澤 徹, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システム—体内バックアップ用二次電池の充電制御と人工心臓の同時駆動—. 人工臓器 28: 43-48, 1999
- 11) 柴 建次, 周 英明, 越地耕二, 藤原 修, 中村恭之, 増

- 澤 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: 49-54, 1999
- 12) 宮良理菜, 柴 建次, 越地耕二, 増澤 徹, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システム—入出力電圧の定電圧化—. 第 14 回ライフサポート学会大会講演予稿集: 51, 1998
- 13) 安江 仁, 柴 建次, 越地耕二, 周 英明, 宇都宮敏男, 大野 孝, 増澤 徹, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋め込み型人工心臓用体内バックアップ二次電池の充放電制御—リチウムイオン電池の充放電特性. 人工臓器 25: 25-30, 1996
- 14) 本田博幸, 柴 建次, 周 英明, 越地耕二, 村井剛次, 八名純三, 増澤 徹, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 体内埋め込みを目指した人工心臓用リチウムイオン二次電池の検討. 人工臓器 27: 357-362, 1998
- 15) 本田博幸, 柴 建次, 越地耕二, 村井剛次, 増澤 徹, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用体内バックアップ二次電池の *in vitro* および *in vivo* 評価. 人工臓器 28: 362-368, 1999
- 16) 増澤 徹, 妙中義之, 巽 英介, 宮崎幸治, 戸田宏一, 大野 孝, 安在 穆, 中谷武嗣, 馬場雄造, 宇山親雄, 越地耕二, 福井康裕, 高橋克己, 笹川広志, 高野久輝, 塚原金二, 土本勝也, 大海武晴: 体内埋込型電気油圧駆動方式全人工心臓の長期体内埋込実験を目指した開発と改良. 人工臓器 25: 260-265, 1996
- 17) 和久井秀樹, 塚原金二, 土本勝也, 増澤 徹, 中村真人, 巽 英介, 妙中義之: 体内完全埋込型全人工心臓用油圧アクチュエータの高機能化. 人工臓器 28: S-146, 1999
- 18) 内田真樹, 柴 建次, 村井剛次, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用体内バックアップ二次電池のエネルギー残量の検出. 第 15 回ライフサポート学会大会講演予稿集: 95, 1999
- 19) 日本 ME 学会 ME 技術教育委員会: ME の基礎知識と安全管理, 南江堂, 1995