

電磁型人工心臓用経皮電力供給源の体内補助の基礎検討

Internal Devices in a Transcutaneous Energy Transmission System for an Artificial Heart

山方義彦・神宮寺直子・松木英敏・岡田 実*・仁田新一**・橋本弘之***
 東北大学大学院工学研究科・*東北大学工学部, 仙台市青葉区荒巻字青葉 (〒980-77)
 **東北大学加齢医学研究所, 仙台市青葉区星陵町 4-1 (〒980)
 *** (株)荏原総合研究所, 藤沢市本藤沢 4-2-1 (〒251)

Y. Yamakata, N. Jinguji, H. Matsuki, M. Okada,* S. Nitta,** and H. Hashimoto***
 Graduate School of Electrical Engineering and *Department of Engineering, Tohoku Univ.,
 Aoba, Aramaki, Aoba-ku, Sendai 980-77

**Institute of Aging and Cancer, Tohoku Univ., 4-1 Seiryō-cho, Aoba-ku, Sendai 980

***Ebara Research Co., Ltd., 2-1 Hon-Fujisawa 4-chome, Fujisawa 251

In a transcutaneous energy transmission system for a totally implantable artificial heart, it is necessary that the efficiency of the implantable devices be improved and the temperature rise be minimized. In this paper, we first discuss the properties of Li-ion and Ni-MH batteries for driving an artificial heart, and then consider driving methods for a vibrating flow pump that is used in some electromagnetic artificial hearts. A pump using asymmetrical-wave voltage is 1-4% more efficient than one driven by square-wave voltage.

Key words: internal battery for an artificial heart, Li-ion battery, Ni-MH battery, vibrating flow pump, square wave voltage driving, asymmetrical-wave voltage driving

1. ま え が き

完全埋め込み型人工心臓の経皮的駆動システムにおいて、すでに筆者らは駆動電力および制御信号の経皮的伝送方式について提案、報告してきたが、残された課題として、バックアップ用の蓄電池の性能向上や人工心臓駆動装置などの埋め込み機器の高効率化、発熱の低減がある¹⁾。

本研究では、初めに埋め込み用の蓄電池として、現在入手可能なリチウム・イオン蓄電池およびニッケル・水素蓄電池を用いた場合、それぞれの大きさや重量がどの程度必要になるかということについて検討を行った。

次に、本研究で対象としている電磁駆動型人工心臓である振動流ポンプ²⁾の駆動方式について検討を行い、駆動電圧波形として非対称波を用いることにより、従来の方形波を用いた場合と比較してポンプ効率が1~4%改善されることを確認した。

2. 経皮的電力伝送システム

Fig. 1 に、完全埋め込み型人工心臓用の経皮的電力伝送システムの概要を示す。人工心臓の駆動には、現段階では20 W程度の電力が必要であるとされているが、この電力を常時供給できるような容量があり、体内埋め込みが可能なほど小型のバッテリーは、現在のところ実用化されていない。そこで、二つのコイルの磁気的な結合を利用して、体外から体内に電力を非接触に伝送し、人工心臓を駆動する経皮的電力伝送方式がいくつか提案されている^{3)~5)}。この方式では、人工心臓の駆動に必要

な電力は、100 kHz程度の高周波電力という形で、経皮変圧器によって、体外から体内に非接触に伝送されたのち、整流され、駆動装置を介して電磁型人工心臓に供給される。

電力伝送については、平面渦巻型コイルにアモルファス磁性線を放射状に装着することにより、薄くて可とう性のある経皮的変圧器を構成し、これにより温度上昇を抑えた非接触電力伝送が可能であることをすでに報告している⁶⁾。また、人工心臓制御信号の経皮的伝送方式については、電力伝送磁界をキャンセルするような形状の8字コイルを用いた方式を提案し、その特性について報告している⁷⁾。

以上のような経皮的電力伝送を行った場合でも、患者の入浴時など、電力伝送が断たれた場合を想定し、体内にはバックアップのための二次電池は必要となる。

3. 人工心臓用埋め込み二次電池の検討

人工心臓用の体内埋め込み二次電池には、人工心臓の駆動に要する20 Wの電力を少なくとも30分間供給できるだけの容量が必要であるとされている⁸⁾。そのほかに要求される特性として、高エネルギー密度であること、温度上昇が少ないこと、高い安全性、長いサイクル寿命などが挙げられる。温度上昇に関しては、できるだけ低いことが望ましいが、さしあたって生体に対して安全とされる3°C以下に抑えることを目標とする。

本研究では、現在実用化されている二次電池の中で、入手が容易で比較的エネルギー密度の高いリチウム・イオン蓄電池とニッケル・水素蓄電池について検討を行った。

実験に使用した二次電池は、リチウム・イオン蓄電池 LIP-12 (3.6 V×3セル, 1200 mAh, SONY製) と、ニッケル・水

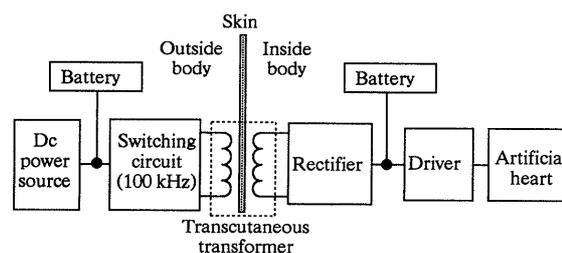


Fig. 1 Transcutaneous energy transmission system for a totally implantable artificial heart.

素蓄電池 NH-11AA (1.2 V×9 セル, 1100 mAh, HITACHI 製) である。それぞれの二次電池の仕様を Table 1 に示す。電池の選定に当たっては、20 W を 30 分供給することを想定して、それぞれの容量およびセル数を決定した。

電池の充電方式は、リチウム・イオン蓄電池では定電圧・定電流充電方式、ニッケル・水素蓄電池では $\Delta V/\Delta t$ 検出とタイムアウトを併用した方式を採用した。 $\Delta V/\Delta t$ 検出とは、満充電付近になると生じる電池の端子電圧の低下を検出して急速充電を停止する方式である。タイムアウトとは、急速充電の時間をあらかじめ設定しておき、その時間が経過したら急速充電を停止する方式である。両電池の充電装置とも、急速充電を停止した後、トリクル充電に移行するようになっている。

初めに基礎特性として、Fig. 2 に各電池の充放電サイクル特性を示す。電池特性の測定は、すべて体内温度に相当する 39°C の恒温槽内で行った。

Fig. 2(a) のリチウム・イオン蓄電池では、急速充電時間を 2 時間に設定しており、充電電流が 0.5 CmA (600 mA) を超えないような定電流充電を行っている。また同時に、各セルの端子電圧が 4.335 V を超えないような定電圧充電を行っている。放電時は、負荷として 5 Ω の抵抗負荷を使用した。放電が進むにつれて電池端子電圧 V_{batt} が低下していく様子がわかる。充電時の温度上昇は、電流制限を行っていることもあり、1°C 以下の温度上昇に抑えられているが、充電時間を短く設定し、より大きな充電電流を流すようにすれば、温度上昇はさらに大きくなると考えられる。放電時は 10°C 程度と高い温度上昇となった。

一方、Fig. 2(b) に示すニッケル・水素蓄電池では、充電期間の前半は急速充電を、後半はトリクル充電を行っている。放電時の電池端子電圧 V_{batt} は放電が進むとともに低下しているが、リチウム・イオン蓄電池ほど顕著な低下はみられなかった。温度上昇は、急速充電の末期において高い温度上昇がみられるが、これに関しては温度上昇を検出して急速充電を停止する方式にすれば解決できる。放電時には、5°C 程度の温度上昇がみられた。

さて、両蓄電池において、放電時の端子電圧の低下がみられたが、実際には何らかの形で出力電圧の安定化を図らなければならない。その一つの方法として、電池と負荷の間に出力電圧を一定に保つようなシリーズ・レギュレータを挿入し、電池の放電実験を行った。

実験結果を Fig. 3 に示す。出力電圧 6.5 V、負荷抵抗 2.1 Ω で出力を 20 W 一定に保つような制御を行った場合、放電時間はリチウム・イオン蓄電池で 17 分、ニッケル・水素蓄電池で

Table 1 Characteristics of the Li-ion and Ni-MH batteries used in these experiments

	Li-ion LIP-12 (3 cells)	Ni-MH NH-11AA (9 cells)
Nominal voltage (V)	10.8	10.8
Rated capacity (Ah)	1.2	1.1
Volume (ℓ)	0.0503	0.0686
Weight (kg)	0.122	0.219

16 分であった。温度上昇は、リチウム・イオン蓄電池で 16°C、ニッケル・水素蓄電池で 15°C となり、いずれも目標とする 3°C 以内に抑えることができなかった。なお、このときのレギュレータ平均効率率は、リチウム・イオン、ニッケル・水素それぞれの場合で、87.1%、87.5% であった。

以上の結果をまとめたものを Table 2 に示す。20 W の電力を 30 分供給するのに要する電力量は 10 Wh であるが、レギュレータの損失分を考慮すると、リチウム・イオン、ニッケル・水素それぞれの場合で 11.5 Wh, 11.4 Wh の電力量が必要となる。これから必要となる二次電池の大きさと重量を算定すると、リチウム・イオン蓄電池で約 70 ml, 170 g、ニッケル・水素蓄電池で約 100 ml, 320 g となる。なお、レギュレータの損失を考慮しない場合は、リチウム・イオン蓄電池で 62 ml, 150 g、ニッケル・水素蓄電池で 89 ml, 280 g となる。

温度上昇の解決策は、セル数を増やして 1 セル当たりの電流を減らし、電池の内部抵抗による発熱を低減する方法が考えられるが、セル数の増加は個々の電池の特性のばらつきなどによる信頼性の低下を招くため、より詳細な検討が必要である。

4. 振動流ポンプの駆動方式

4.1 人工心臓用振動流ポンプ (VFP)²⁾

本研究で対象としている電磁駆動型人工心臓は、Fig. 4 に示すような振動流ポンプ (Vibrating Flow Pump: 以下 VFP と

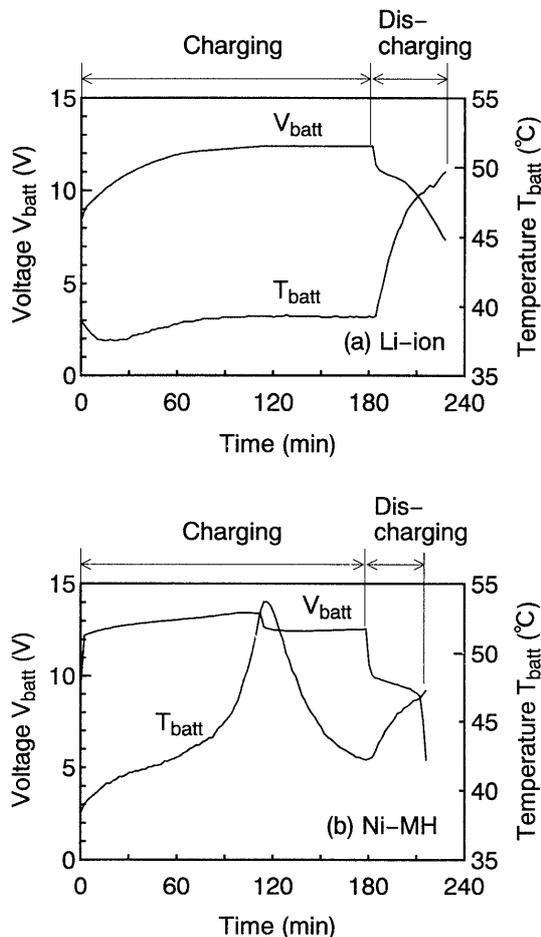


Fig. 2 Charging and discharging characteristics of batteries: (a) Li-ion battery, (b) Ni-MH battery.

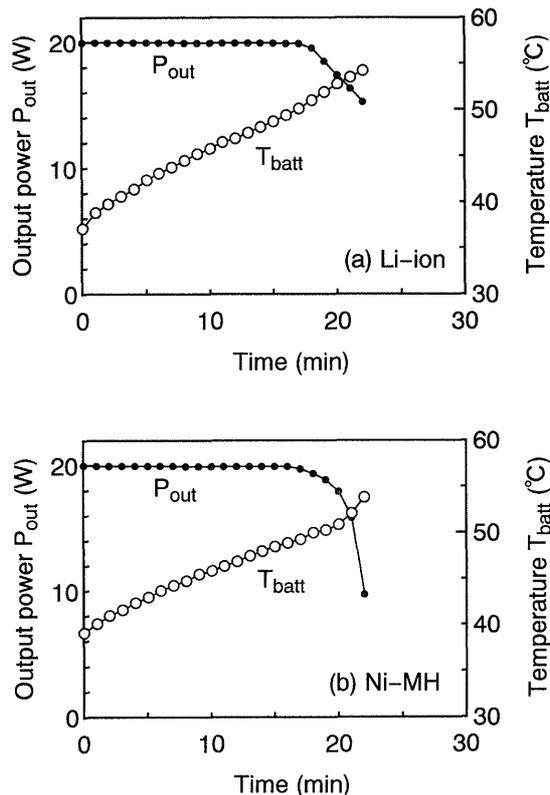


Fig. 3 Discharging characteristics of batteries controlled by a regulator: (a) Li-ion battery, (b) Ni-MH battery.

Table 2 Results of battery experiments

	Li-ion	Ni-MH
Discharge electric energy (Wh)	8.15	7.78
Discharging time (min)	23	21
Energy density (Wh/l)	162	113
Specific energy (Wh/kg)	66.8	35.5
Temperature rise (°C)	16	15
Volume needed to drive an artificial heart (l)	0.0710	0.1009
Weight needed to drive an artificial heart (kg)	0.172	0.321

略称する)である。VFPは、永久磁石が埋め込まれた振動管を、その周りに設置したドライブコイルに電流を流すことによって生じる磁界によって加振し、駆動圧を生み出すポンプである。電気的入力を加えない場合の振動管は、振動管の移動範囲の中心に位置するため、その駆動装置は5~30 Hz程度の低周波交流電源となる。振動管の振動方向は管軸方向であり、振動管の先端に取り付けられたJellyfish弁⁹⁾が、血流方向を一方方向に制限する。

Jellyfish弁は、円形の高分子膜が、それと同径の弁座に中心で固定された構造となっている。振動管が血流方向に移動するときは、Jellyfish弁の高分子膜が弁座に張り付いて血液を押し出し、振動管が血流と反対方向に振れるときには、弁が開いて高分子膜と弁座の隙間を血液が慣性によって流れる。

4.2 VFP 駆動電圧波形

4.1項で述べたように、VFPの駆動電源は低周波電源であるが、本研究では、駆動電圧波形として正弦波、方形波、非対称波を用いた場合の特性について検討を行った。

ここで非対称波とは、Fig. 5に示すような正負に振れる電圧の振幅およびその時間が異なる波形である。VFPを対称な正弦波で駆動した場合、ポンプ吸い込み口における周期的な瞬時流量の変化をみると、1周期の間に一定の割合で血液が逆流する期間が存在することが報告されている¹⁰⁾。このような逆流は、Jellyfish弁の弁座のスポークや管壁などの流体抵抗と、振動管を血流と反対方向に振る際の余分な駆動力によって引き起こされるものと考えられる。そこで、振動管を血流と反対方向に振る際には、弱い力でゆっくり振れば、その逆流を少なくできることが期待される。そこで、Fig. 5に示すような非対称波電圧により、VFPを駆動する実験を行った。非対称波の非対称性を表現する一つのパラメータとして、Fig. 5中に示すような値 a を用いた。 $0 < a < 1$ であり、 $a = 0.5$ の時に対称な方形波となる。

4.3 モック試験結果

VFPとビニルチューブで水を流す装置を構成し、上記の三つの波形の駆動電圧によりVFPを駆動する実験を行った。

Table 3に、正弦波電圧と方形波電圧でVFPを駆動した場合の効率の測定結果を示す。振動管の振動数は10, 20, 30 Hzと変化させた。Table 3から、正弦波電圧駆動よりも、方形波電圧駆動の方が効率が高いことがわかる。この理由は、方形波電圧の入力によって生じる急峻な推進力が、振動管の振動幅を大きくし、ポンプ出力が増大したためと考えられる。

次に、Fig. 5に示す非対称波電圧を用い、 a の値を変えてVFPを駆動する実験を行った結果について述べる。非対称波電圧の発生にはPWMインバータを使用した。Fig. 6に、出力が一定(揚程1 m, 平均流量5 l/min)の条件における、 a の値に対するポンプ効率の変化を示す。駆動周波数は10, 20, 30 Hzとした。周波数によって効率が変化するのは、管路の機械的なインピーダンスや、VFPの振動管を支えるダイアフラムのばねの効果などによる機械的な共振が原因であると考えられる。Fig. 6から、各周波数において、対称な方形波である $a = 0.5$ の状態よりも小さな a のところで最大効率が得られていることがわかる。

対称波に対する効率改善効果は、ここでは周波数が10 Hzのときに最も大きく、3.6%の効率向上となった。仮に10 Hzの方形波電圧でVFPを30分駆動できる蓄電池を用いて、適切な非対称波電圧によりVFPを駆動したとすれば、駆動装置の効率を同じとすれば、放電時間を8分延長することができることになる。

以上の結果から、振動管の振動数や管路の機械的インピーダンスが異なるさまざまな系において、VFPを最大効率で駆動するような非対称電圧波形が存在し、これを用いることにより、従来よりも少ない電力でVFPを駆動できるものと考えられる。

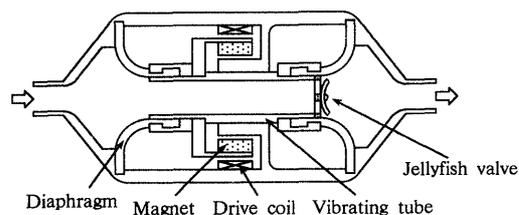


Fig. 4 Vibrating flow pump for an artificial heart.

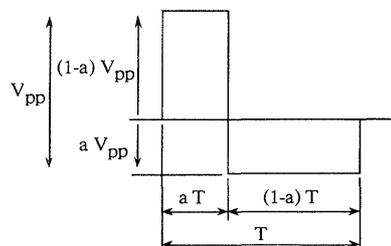


Fig. 5 Asymmetrical-wave voltage.

5. ま と め

本稿では、初めに完全埋め込み型人工心臓の体内バックアップ用の二次電池として、リチウム・イオン蓄電池、ニッケル・水素蓄電池を取り上げ、その大きさ、重量など、現段階でどの程度のもが必要であるかについて検討を行った。次に、人工心臓用振動流ポンプの効率改善策として、非対称波電圧駆動方式について検討し、適切な非対称波電圧を用いることにより、対称波よりも高い効率でVFPを駆動できる可能性を示唆した。

今後、さらに詳細な検討を行う予定であるが、これまで報告してきた経皮的電力・信号伝送方式と併せて、慢性動物実験の可能な長期駆動システム実現の見通しが得られた。

文 献

1) 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，p. 160，(コロナ社，東京，1994)。

Table 3 Efficiency of a VFP driven by sine-wave and square-wave voltages

Frequency (Hz)	Efficiency (%)	
	Sine wave	Square wave
10	5.6	13.5
20	16.5	19.0
30	17.9	18.0

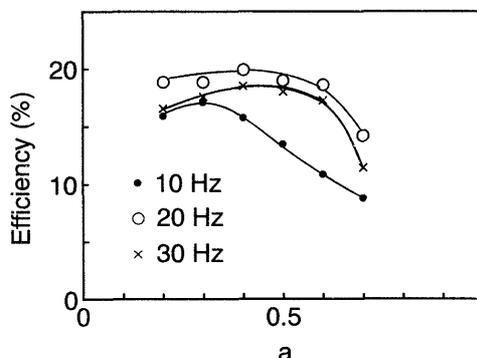


Fig. 6 Efficiency characteristics of a VFP driven by asymmetrical-wave voltage.

2) 橋本弘之：日本臨床，**49**，2161 (1991)。
 3) J. C. Schuder, H. E. Stephenson, Jr., and J. F. Townsend: IRE Internat. Conv. Rec., pt. 9, vol. 9, pp. 119-126 (1961).
 4) Y. Mitamura, A. Hirano, E. Okamoto, and T. Mikami: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **37**, 146 (1990).
 5) 越地耕二：平成5年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集 (1993).
 6) H. Matsuki, T. Watanabe, K. Murakami, N. Nadehara, and T. Yamamoto: *J. Appl. Phys.*, **64**, 5859 (1988).
 7) 大藤建太，松木英敏：日本応用磁気学会誌，**20**，701 (1996).
 8) National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI): Request for Proposal (1991).
 9) 井街，他：人工臓器，**18**(2)，637 (1989).
 10) 葛西 毅：東北大学修士学位論文 (1994).

1996年10月14日受理，1997年1月16日採録