

## 経皮エネルギー伝送システムによる体内埋込アクチュエータのダイレクト駆動

### Direct drive of an implantable actuator using a transcutaneous energy transmission system

柴 建次 (正会員), 辻 敏夫 (正会員), 越地耕二 \* (正会員)

Kenji Shiba, Toshio Tsuji and Kohji Koshiji\*

#### Abstract

We have been developing a transcutaneous energy transmission system (TETS) for a completely implantable device. As for the conventional TETS, the AC current through the internal coil of transcutaneous transformer has needed to be rectified by the internal circuit in order to drive the implanted actuator. An important problem is how to reduce the volume and the heat dissipation in the internal circuit. This paper proposes a new TETS that can supply AC electrical current directly to the implanted actuator without an internal circuit. First, the transcutaneous transformer is redesigned in order to expand the operating frequency range from tens of hertz to hundreds of kilohertz. Second, *in vitro* experiments with an improved TETS are conducted with an induction motor and an ultrasonic motor for the implantable actuator. As a result, a maximum energy transmission efficiency of 92% is obtained. And, the rotation speed can be controlled by the input frequency. Moreover, the new type of TETS reduces the volume of the internal device by 65%. It is proved that the newly developed system is very simple and has the potential to provide better quality of life for patients compared with the conventional TETS.

#### Key Words

Actuator, Energy transmission, Transcutaneous transformer, Induction motor, Ultrasonic motor

#### 1. 緒言

近年, 生体内に長期間埋込み, 治療や臓器の代行を行う体内埋込型医療装置の開発が進められている。その中には, 体内埋込型インスリン注入システム(人工膵臓)<sup>1,2)</sup>, 管路開閉システム(人工膀胱, 人工肛門)<sup>3)</sup>, 人工関節<sup>4)</sup>, 人工心臓<sup>5-18)</sup>, 治療用マイクロマシン<sup>19)</sup>等の機械的動作を伴うものがある。いずれも駆動用エネルギーには電気エネルギーを用いている。しかし, これらを連続的かつ長期間動作させるためには, 体外から連続的にエネルギー供給する必要がある。例えば, 現在販売されている補助人工心臓<sup>5-8, 17)</sup>においては, 電線を体外から体内に挿入して,

電力を供給している。しかしながら, 電線を用いる方法は皮膚貫通部から感染が起こるため問題<sup>5-6)</sup>となっている。

この解決方法の一つに, 体外と体内においた1組のコイル(経皮トランス)を用いて, 電磁誘導によって非侵襲で体内にエネルギー伝送する方法(経皮エネルギー伝送, Transcutaneous energy transmission system; TETS)<sup>7-21)</sup>がある。電線が皮膚を貫かないことから感染症の危険がほとんどなく, 患者の高い Quality of life (QOL) が期待できる点で優れており, 今日最も有力な方法とされている。

体内埋込型医療装置に関する経皮エネルギー伝送の歴史は, 1963年に Schuder ら<sup>9)</sup>によって開発された人工心臓用のものが始まりである。2つの空心型コイルを用いて, 皮膚越しに 40W までの電力伝送を実現している。その後, 1980~2000年の間に経皮エネルギー伝送用のトランスフォーマ(経皮トランス)の小型・高効率化が図られ, 松木<sup>7, 10)</sup>, 三田村<sup>7)</sup>, 越地<sup>7, 13)</sup>, Mussivand<sup>14)</sup>, 筆者ら<sup>15, 16)</sup>によってアモルファスやフェライトコアを用いたものが開発された。最大伝送電力は 60W, 最大伝送効率には 85%程度に達した。しかしながら, 損失電力のうちの 1/4~1/3 が, 生体内に埋込む電子回路により発生する損失であり,

2005年 8月 6日受理

2006年 2月 24日最終原稿受理

広島大学大学院工学研究科, 〒739-8527 広島県東広島市鏡山 1-4-1

\*東京理科大学理工学部, 〒278-8510 千葉県野田市山崎 2641  
Graduate school of Engineering, Hiroshima University, 1-4-1,  
Kagamiyama, Higashi-Hiroshima, Hiroshima, 739-8527 Japan

\* Faculty of Science and Engineering, Tokyo University of  
Science, 2641 Yamazaki, Noda, Chiba, 278-8510 Japan

この発熱が問題となっていた<sup>15-18)</sup>。

経皮エネルギー伝送システムと組み合わせた体内埋込機器は、次の共通する機構をもっている。①エネルギー伝送の電磁誘導のために行う、直流から交流への変換(体外)、②体内で行う交流から直流への変換(体内)、③アクチュエータのPWM制御のために行う直流から数k~数10kHzのパルス波への変換(体内)である。このうち、②③の変換回路は体内に置かれる。②は主に、整流ダイオード、平滑用電解コンデンサ、平滑用コイルからなるが、整流ダイオードの順方向電圧降下を原因とする発熱が大きく、素子単体では温度上昇が数10℃になることや、これらの回路の体積は数100cc程度必要になり大きいという問題があった<sup>15)</sup>。また、③は主に、高速スイッチング用の半導体数個からなるが、スイッチング損失<sup>17,21)</sup>が発生するため、大きな発熱と電磁ノイズを伴う等問題があった。さらに、②③はシステム全体を複雑にしており、システムの信頼性を考慮すると、よりシンプルなのが望まれていた。

本研究では、交流で動作するアクチュエータを用いて、②③を含まない人工心臓ダイレクト駆動方式を提案する。①の交流電力を、②③を介さずに体内のアクチュエータに直接印加し、アクチュエータの駆動と制御を行う。②③の削除により、発熱の低減、体内回路の小型化が実現できる可能性がある。また、①の交流周波数を変化させることにより体外から回転数制御ができる可能性がある。このダイレクト駆動方式はシステム全体をシンプルにし、信頼性を向上させることができる。

ところで、提案方式を実現するためには、経皮トランスの利用周波数帯を拡張する必要がある。経皮トランスは100kHz~1MHzで使用しているのが一般的であるが、交流アクチュエータは50/60Hz、又は、数100Hz~数10kHzの周波数帯域で動作するものが一般である。よって、経皮トランスの利用周波数と交流アクチュエータの動作周波数帯域を等しくする必要がある。しかし、経皮トランスの利用周波数帯は経皮トランスの寸法・重量・エネルギー伝送量・伝送効率と密接な関係にあるため、埋込を可能とするサイズに収めつつ、必要なエネルギーを高効率で伝送するためには詳細な検討が必要となる。

このため、ここでは数10Hz~1MHzの広い周波数帯の中で、経皮トランスの生体装着時における適合性と、経皮トランスの電気的特性を両方同時に評価できる新しい経皮トランスの設計手法を提案する。さらに、交流で動作するアクチュエータとしてインダクションモータと超音波モータを選択し、それぞれのモータの周波数帯で使用できる経皮トランスを試作する。そして、経皮トランスに入力する交流周波数を変化させることにより体外からアクチュエータの回転数制御が行えることを実験により確認する。

### 2. 経皮エネルギー伝送システムの構成

従来の経皮エネルギー伝送システムを図1に示す。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、直流がインバータ回路に入力される。インバータ回路により数k~数百kHzの交流に変換され、体内と体外に置かれた1組のコイルからなる経皮トランスを経て、交流電力は体内に伝送される。本論文では、

経皮トランスとして体外結合型経皮トランス<sup>15,16)</sup>を用いる。この経皮トランスは、磁路途中に皮膚やエアギャップが存在しない構造をもつもので、高い結合度が得られるよう工夫したものである(図3参照)。体内に伝送された交流電力は、整流平滑回路内の整流ダイオードにより整流化され、チョークコイルと電解コンデンサにより平滑化される。変換後の直流電力は、アクチュエータドライバ回路に供給される。アクチュエータドライバ回路は、MOSFETとその放熱板及び制御用ICからなり、モータを効率良く動作させるために数k~数10kHzでスイッチングが行われている。

また、現在開発中の人工心臓は、体外から制御しているため、体内のドライバ回路に回転数等のモータ制御命令を伝える装置が必要になっている。これには、赤外線等を用いてワイアレスで情報伝送するシステム(経皮光テレメトリシステム)等<sup>7,20)</sup>が開発されている。しかし、体動などによって光受信部の位置がずれると通信が不安定になるということや、システム全体が複雑になってしまい、体内に埋め込まれるサイズが大きくなるという問題があり、実用化されているものはない。

一方、本論文で提案するダイレクト駆動用の経皮エネルギー伝送システムの構成図を図2に示す。体内の整流平滑回路、アクチュエータドライバ回路が無くなり、経皮トランスの二次コイルはアクチュエータに直接接続される。ただし、アクチュエータは、経皮エネルギー伝送で用いる交流電力により直接動作させるため、交流モータを用いる必要がある。周波数によって回転数を制御することができるので、経皮光テレメトリシステムも不要となる。

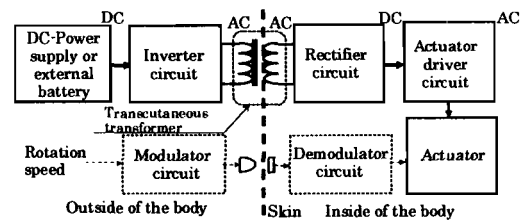


Fig. 1 Transcutaneous energy transmission system (Conventional)

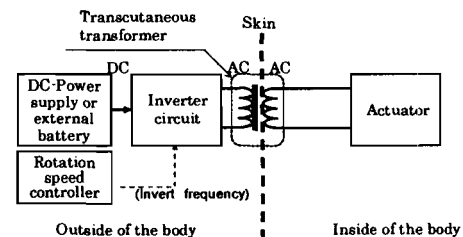


Fig. 2 Direct-drive-type transcutaneous energy transmission system

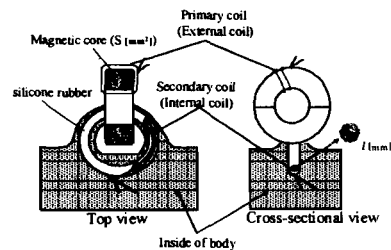


Fig. 3 Externally-coupled transcutaneous transformer

### 3. ダイレクト駆動用体外結合型経皮トランスの設計

体外結合型経皮トランスを設計する際には、経皮トランスの損失による熱の影響と装着性の両方を考慮して寸法を決定する必要がある。熱損失は、主として経皮トランスの磁性体が磁気飽和する場合に極端に大きくなる事が知られている<sup>16,18,22)</sup>。磁気飽和が生じない条件で使用することが重要である。

一方、生体への装着性を考慮すると、二次コイルのリングの厚さと、一次コイルの磁性体の断面積が重要なパラメータである。二次コイルのリングが、厚過ぎると皮膚への血液循環が悪くなり、生体組織に問題が生じる。また、磁性体の断面積が大きすぎると、二次コイルのリングの中に磁性体が入らなくなり、皮膚を圧迫することになる。ここでは、装着時の生体への装着性を明らかにするために、生体装着性の評価指標として評価指数  $E$  を定義した。

$$E = 1.75 - \left( \frac{l}{8} + \frac{S}{480} \right) \quad \dots(1)$$

ここで、 $l$  [mm]は二次コイルのリングの厚さ、 $S$  [mm<sup>2</sup>]は磁性体断面積である。従来までに行った動物実験により、二次コイルのリングの厚さ  $l$  が 5mm、磁性体断面積  $S$  が 60mm<sup>2</sup> 程度であれば生体への装着性が良好であることが動物実験により確かめられていることから<sup>15)</sup>、この値のときに生体装着性の評価指数  $E$  が 1 となるよう設定した。また、二次コイルのリングの厚さ  $l$  が 8~10mm 程度、磁性体断面積  $S$  が 300mm<sup>2</sup> 程度よりも大きい場合には、二次コイルの質量や厚さが大きくなり過ぎることや、二次コイルのリングの中に磁性体が入りづらくなり装着が困難になると予想される。よって、この値 ( $l=9\text{mm}$ ,  $S=300\text{mm}^2$ ) のときに、生体装着性の評価指数  $E$  が 0 となるよう設定した。また、ここから、生体埋込を可能とするためには、最低条件として、

$$E \geq 0 \quad \dots(2)$$

の条件を満たす必要がある。  $E$  が大きい程生体への装着性が良いことを示し、  $E=1$  程度またはそれ以上であれば生体への装着性は十分に高いことを意味する。

次に経皮トランスの磁性体の電気的特性について考える。まず、二次コイルのリングの厚さ  $l$  は、銅線が整列した状態で円形に束ねられたものと仮定すると簡易的に、

$$l = \frac{4\sqrt{S_{co}N_2}}{\pi} \quad [\text{mm}] \quad \dots(3)$$

として表すことができる。ここで、 $S_{co}$  [mm<sup>2</sup>]は二次コイル巻き線 1 本当たりの断面積、 $N_2$  [turn]は二次コイルの巻き数である。さらに、ここでは単位電流当たりの断面積  $K_l$  [mm<sup>2</sup>/A]を定義する。 $K_l$  は設計を行う上で必要となる定数である。

$$K_l = \frac{S_{co}}{I_{2m}} \quad [\text{mm}^2/\text{A}] \quad \dots(4)$$

$I_{2m}$  [A]は二次コイルに流れる電流の最大値である。 $K_l$  は大きいほど銅損を小さくでき、コイルの発熱を小さくできるが、二次コイルのリングの厚さ  $l$  も大きくなる。

また、二次コイルに流れる電流の最大値  $I_{2m}$  はモータの最大出力電力 ( $P_2$  [W])を用いれば、(5)式で表すことができる。

$$I_{2m} = \frac{100P_2}{\eta V_2} \quad [\text{A}] \quad \dots(5)$$

$V_2$  [V]はモータ印加電圧、 $\eta$  [%]はモータの効率である。

ところで、入力波形が正弦波の場合、磁性体の断面積  $S$  は、変圧器の理論式より<sup>23)</sup>、次のように表すことができる。

$$S \geq \frac{V_2}{4.44N_2 \cdot f \cdot B_{\max}} \quad [\text{mm}^2] \quad \dots(6)$$

ここで、 $f$  [Hz]は周波数、 $B_{\max}$  [T]は最大使用磁束密度である。また、式(6)は周波数の式として表すと式(7)のようになる。

$$f \geq \frac{V_2}{4.44N_2 \cdot B_{\max} \cdot S} \quad [\text{Hz}] \quad \dots(7)$$

これに式(3)(4)を代入し、 $B_{\max}$  の式として表すと、(8)式として表すことができる。また、式(8)に式(5)を代入すると、(9)式として表すことができる。

$$B_{\max} \geq \frac{3.6 V_2 I_{2m} K_l}{l_{\max}^2 \pi^2 S_{\max} f} \times 10^6 \quad [\text{T}] \quad \dots(8)$$

$$B_{\max} \geq \frac{3600 P_2 K_l}{l_{\max}^2 \pi^2 S_{\max} f \eta} \times 10^6 \quad [\text{T}] \quad \dots(9)$$

ここで、 $l_{\max}$  は埋め込むことが可能な二次コイルのリングの厚さの最大値、 $S_{\max}$  は埋め込むことが可能な磁性体の断面積の最大値である。

以上より、体外結合型経皮トランスを設計する際、生体への装着性においては式(2)を、電気的特性においては式(8) (又は式(9))を満たす必要があり、両式を満たしたときに実使用が可能となる。

### 4. インダクションモータのダイレクト駆動

体外結合型経皮トランスとインダクションモータを組み合わせた場合について検討する。

#### 4.1 インダクションモータ用経皮トランスの設計

実験に用いたインダクションモータの仕様を表1に示す。図4に測定回路の結線図を示す。ここで用いたインダクションモータは、単相駆動、定格出力 4W のものである。位相を変えていない交流波形と、位相を 90° 遅らせた交流波形の 2 相分を用いてモータを回転させている。位相を遅らせるために、3μF のコンデンサを1個用いている。回転数  $N$  [rpm]は基本的には、

$$N = \frac{120f}{P} \quad [\text{rpm}] \quad \dots(10)$$

を満たしながら動作する。ここで、 $P$  はロータ極数である。

経皮エネルギー伝送用トランスには、体外結合型を用いることを想定し、トロイダル型トランスフォーマ T1 を用いた(Nuvotem

社, 91239). 使用したトroidalトランスフォーマの仕様を表 2 に、写真を図 5 に示す。ただし、ここでは、二次コイルは、リング状にはせずフェライトコアの外周に密着巻きにしたものを用いた。なお、1kHz 以下の低周波においては、二次コイルの巻き方による効率への影響がほとんどないことがわかっている<sup>16)</sup>。トランスフォーマ T1 は、一次コイル巻き数と二次コイル巻き数は同値としている。巻き線には直径 0.25mm のポリウレタン皮膜銅線(単線)を用いた。式(4)を用いて  $K_s$  に換算すると 0.49mm<sup>2</sup>/A である。なお、従来までに行った動物実験の結果から、銅線が単線の場合は  $K_s = 0.14\text{mm}^2/\text{A}$  (絶縁被覆を含む)程度以上、リツ線(被膜した単線を複数寄り合わせた線)の場合は  $K_s = 0.47\text{mm}^2/\text{A}$  (線間の絶縁被覆も含む)程度以上であれば熱損失も問題ない程度であることが分かっている<sup>15,16)</sup>。

トランスフォーマ T1 の磁性体部分は、珪素鋼板を用いた。実使用可能な利用周波数の見積もりを行うため、珪素鋼板の最大使用磁束密度と表 1, 2 の諸量を式(7)に代入して、動作範囲を見積もった。珪素鋼板の最大使用磁束密度  $B_{max}$  は、文献値<sup>22)</sup> の 1.8T 程度とした。見積もりにおいて、動作可能周波数は、 $f \geq 34\text{Hz}$  を得た。

二次コイルをリングにしたときの厚さは、式(3)により計算すると、直径 8.8mm 程度となり、生体装着性の評価指標で表すと  $E = 0.03$  となった。装着性よりも電気特性を重視したモデルであることがわかる。

モータ入力用の交流電圧は、正弦波発振器(アジレントテクノロジー社, 33120A)からの信号を、高速絶縁増幅器(NF 回路ブロック社, 4025)で 10 倍に増幅したものとした。ここでは、モータ入力電圧の実効値が 80V になるように正弦波発振器の電圧を調節している。モータ回転部を DC モータ(日本サーボ社, DME37) と結合させ発電電力を負荷トルクとして利用している。経皮トランス間の効率の測定には、高速電力計(横河電機社, PZ4000)を利用した。

モータ入力周波数を 10~100Hz まで、トルクを 0~55mNm まで変化させた場合のモータ回転数の関係を調べた。

4.2 インダクションモータのダイレクト駆動の評価

トランスフォーマ T1 を用いてインダクションモータをダイレクト駆動した。回転数とトルクと周波数の関係を図 6 に示す。トルク負荷は 0~55mNm 間で、動作可能周波数を 30Hz~100Hz まで変化させた。周波数の増加に伴い、回転数は増加する傾向にあるが、高トルク・高回転数領域になると回転数の理論値(式(10))よりも小さい値になった。これは、“すべり”の影響と考えられる。周波数と回転数が比例関係にあり、周波数による回転数制御が可能と思われる範囲を点線で囲む。

また、図 7 に周波数変化時のトランスフォーマ T1 の効率を示す。30Hz において急激に効率が低下していることがわかる。珪素鋼板が磁気飽和したことが原因と考えられる。これを確かめるために一次コイル電流  $I_1$  から二次コイル電流  $I_2$  を引いた値  $\Delta I$  を求めた。磁気飽和であれば鉄損が増加し、 $\Delta I$  が増加するはずである。図 8 に  $\Delta I$  の結果を示す。30Hz において一次コイル電流が急増しており、30Hz 以下は磁気飽和が発生していることが

確認できる。(7)式を使用して予め見積った動作可能周波数は 34Hz 以上となっていたことから、前章の設計理論は正しいことが分かる。

以上より、設計式は磁気飽和による効率低下等を適切に表現しており、設計値と実験値がほぼ一致していることを確認した。さらに、インダクションモータの場合は、磁気飽和が見られており、利用可能周波数領域が限られてしまうことが明らかになった。

Table 1 Specifications of the two-phase induction motor (RH6P4N, Japan servo co.) and ultrasonic motor (USE60-S4, Shinsei-kogyou co.).

	Induction motor	Ultrasonic motor
Number of poles of rotor: $P$	4	-
Rated output power [W]	4	5
Rated frequency [Hz]	50/60	40k
Rated input voltage [V]	100	110
Rated output torque [mNm]	29	1000
Rated number of rotations [rpm]	1300	100
Dimension [mm]	$\phi 600 \times 650$	$\phi 54 \times 27$
Weight [g]	650	260

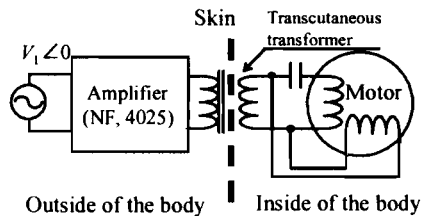


Fig. 4 Connection diagram of the prototype circuit (Induction motor)

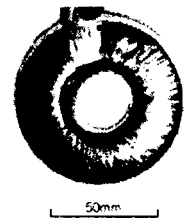


Fig. 5 Transformer T1

Table 2 Specification of the toroidal-type transformer

Transformer name	T1	TT
Material	Silicon steel	Mn-Zn Ferrite
Outer diameter [mm]	70	38
Magnetic core Inner diameter [mm]	40	22
Height [mm]	20	14
Cross-sectional area [mm <sup>2</sup> ]	300	110
Volume [mm <sup>3</sup> ]	52000	10500
Weight [g]	650	60
Coil wire diameter of the secondary and primary coils [mm]	0.25	0.7
( $K_s$ [mm <sup>2</sup> /A])	(0.49)	(3.8)
Number of turns of the coils (primary : secondary) [turns]	980 : 980	10 : 25
Thickness of the secondary coil (= $l$ ) [mm]	10	4.5
Weight of the secondary coil [g]	15	100

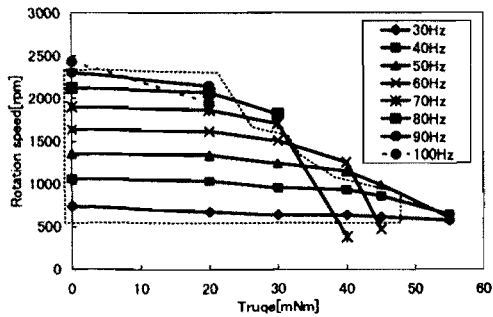


Fig.6 Torque vs. rotational speed of induction motor.

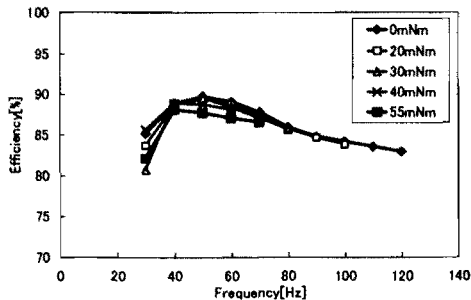


Fig.7 Transmission efficiency of T1 type transformer as a function of frequency (Induction motor)

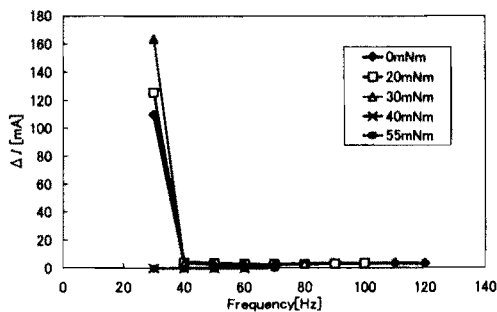


Fig.8  $\Delta I$  as a function of frequency (Induction motor)

5. 超音波モータのダイレクト駆動

体外結合型経皮トランスと超音波モータを組み合わせた場合について検討する。

5.1 超音波モータの構造

超音波モータ<sup>24-26)</sup>は、圧電セラミックスと金属の摩擦を用いたモータである。特定の高周波電圧を圧電セラミックスに加えることで、伸び縮み現象を発生させ、この力を用いて運動に変換している。伸び縮みは、数マイクロオーダーと極めて小さいが、周波数が数10kHz オーダーと高いため、得られるエネルギー密度は電磁モータを超えるものである。回転型の超音波モータでは、伸び縮み振動を、時間をずらして2箇所(2相)に設けることで、進行波を作り回転運動を作っている。2相間の時間ずれ(位相差)は一般的には90°が用いられる。今回実験で用いる超音波モータ(新生工業,USR60-S4)の仕様を表1に示す。トルク0.5Nmにおいて約100rpmの回転が得られる。

超音波モータは電気等価回路で表すと、コンデンサとコイルからなる直列回路として考えることができ、共振周波数が存在す

ることが知られている<sup>25)</sup>。ここで、コンデンサは、圧電セラミックスに相当し、コイルは圧電セラミックスと金属の機械的なものを模擬したスプリングに相当する要素である。一般的に、最も効率良く動作させるためには、共振周波数付近が良いと言われている。

ここでは、経皮エネルギー伝送用トランスの入力電圧周波数を変えることでモータの回転数を制御させる。

5.2 超音波モータ用経皮トランスの設計

超音波モータ駆動用の経皮トランスには、体外結合型を2個用いた。ここでは、位相をずらしていない波形と、位相を90°ずらした波形を、それぞれの体外結合型経皮トランスに入力し、進行波が発生するようにした。図9に結線図を示す。超音波モータは、駆動周波数が数10kHzと高いため、経皮トランスの材質として4章のT1で用いている珪素鋼板を用いることができない。ここでは、Mn-Zn系フェライトを利用した。表2に仕様を図10に写真を示す。断面積は110mm<sup>2</sup>のものを用いた。また、巻き線には、表皮効果の影響が表れないよう直径0.05mmのポリウレタン皮膜銅線を120本束にし、さらにほどけないようにテロンで覆ったもの(直径1mm)を用いた。また、一次コイル巻き数は10回、二次コイル巻き数は25回とし、二次コイルは、直径40mm程度のリング状に巻いたものを用いた。二次コイルのリングの厚さは3.9mmである(式(3)参照)。表1,2より得られる諸量を式(1)及び(7)に代入したところ、生体装着性の評価指数E=1, f≥8.7kHzを得た。電気的特性よりも生体装着性を重視したモデルである。

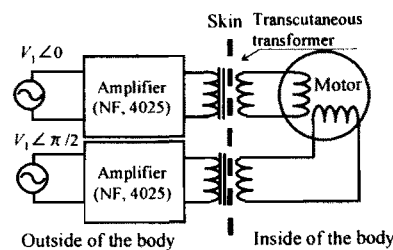


Fig.9 Connection diagram of the prototype circuit (Ultrasonic motor)

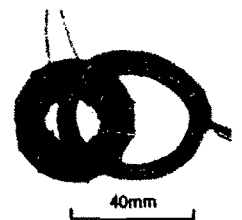


Fig.10 Transformer TT

ここで用いたモータは約40kHzに共振周波数があることが分かっているので、体外結合型経皮トランスの入力電圧周波数を40kHzから増加させていき、トルク変化時の回転数を測定した。トルクの発生には、トルクモータ(オリエンタルモータ,5TK20A-AUL)を用いた。

5.3 超音波モータのダイレクト駆動の評価

図11にトルクを0~390mNmまで変えた場合において、周波数を40k~42kHzまで変化させたときのモータ回転数の測定結果を示す。トルクが大きい場合に、回転数は低下したが、この影響は極めて小さく、その差は最大50rpm程度(40kHz時)であった。また、周波数増加時の回転数は、単調減少していることがわかる。回転数が周波数に反比例した理由としては、超音波モータが共振を利用しており、周波数によってモータ自体の負荷インピーダンスが変化するためと考察できる。図12に周波数変化時の超音波モータのインピーダンスの測定結果を示す。例え

ば、インピーダンスは、40kHz のときに  $329+j318\Omega$  であるが、42kHz においては  $66+j378\Omega$  である。42kHz では、抵抗成分が低下し、負荷の有効電力は減少する。有効電力の減少は、回転数の低下を招く。

図 13 にトルクを 0~390mNm まで変えた場合において、周波数変化を 40k~42kHz まで変化させたときのトランスフォーマー TT 間の伝送効率の測定結果を示す。共振周波数に一番近い周波数 40kHz の時に効率が最大となり、90~92%を得た。周波数が高い程効率が低下していることがわかる。

これも超音波モータのインピーダンス変化によるものと考えられる。40kHz から 42kHz に上がると、負荷の有効電力は 19.2W から 5.3W まで減少しているにもかかわらず、トランスフォーマー TT に印加される電圧は変化していない。磁性体の損失は、磁束密度は経皮トランスの入力電圧の大きさに比例する<sup>16,18)</sup>と考えると、磁性体損失は変化しないことになる。効率は簡易的に、有効電力÷(磁性体損失+有効電力)×100 で表されるため、これは効率低下を意味する。

しかしながら、本提案方式は経皮トランスに印加する周波数を変化させるだけで、体内に置いた超音波モータの回転数を自由に変えることができ、かつ、体内の回路を全て削除できることから、極めて優れた特長を持つ方式であると言える。

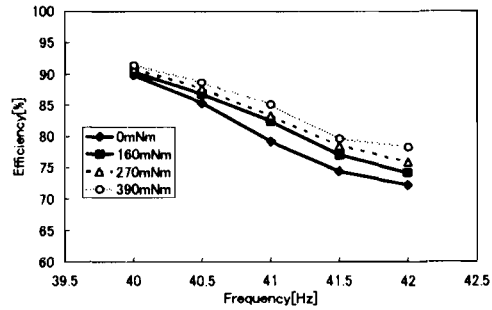


Fig.13 Transmission efficiency of TT type transformer as a function of frequency (Ultrasonic motor)

### 6. 生体への装着性と電気的特性と負荷の消費電力と使用可能周波数範囲の関係

経皮トランスとアクチュエータを同じ周波数帯で動作させるために、経皮トランスの電気的特性と装着性を考慮した評価指標を定義し、ACモータとして代表的なインダクションモータと超音波モータを用いて、試作検証実験を行った。しかしながら、本実験は、2種類のアクチュエータが利用できる周波数範囲内に限定されており、それ以外の周波数帯においては検討を行っていない。生体装着性の評価指数を高くし、かつ、経皮トランスの磁気飽和を引き起こさずに利用できる周波数帯は他に存在するかもしれない。そこで、周波数を拡張し、10Hz~1MHz まで変化させた場合について調べる。さらにアクチュエータの出力電力も変化させる。出力電力  $P_2$  が 1.5W, 5W, 15W の場合の使用磁束密度を、式(9)より求めた結果を図 14 に線で示す。なお、生体装着性の評価指数は  $E=1$  とし、モータの効率  $\eta$  は、50%一定としている。また、巻線は 4.1 で述べたものを利用することとし、10kHz 以下においては単線を、10kHz 以上においては、表皮効果の影響を考慮して、リッツ線を利用するものとする。

トランスフォーマーに用いる磁性体は、周波数帯により異なるものを選んだ。実際に利用可能な 3 種類の電力用磁性材料について、利用可能周波数帯域と使用磁束密度範囲  $B_{max}$  を網掛けした。網掛け領域の中に線があるときは、磁性体は利用可能な範囲であることを示し、範囲外の場合は磁性体が磁気飽和を起こし利用できないことを示す。A: 珪素鋼板(周波数範囲: 0~120Hz 程度,  $B_{max} \approx 1.6 \sim 2T$ ), B: 高周波用珪素鋼板(400Hz~20kHz,  $B_{max} \approx 1.6 \sim 2T$ ), C: フェライト(周波数範囲: 10k~1MHz,  $B_{max} \approx 0.4T$ )である<sup>22)</sup>。A の領域では、シンクロンモータや、インダクションモータ、B の領域は、ステッピングモータ、C の領域は、超音波モータが交流モータとして利用できる。

図 14 より、モータの出力電力  $P_2$  が 1W 程度では A 領域の一部と B 及び C 領域の全領域、5W 程度では B 領域の全領域と C 領域の一部、15W では B 及び C 領域の一部において利用可能であることがわかる。例えば、10~15W の電力が必要となる人工心臓の場合は、800Hz~8kHz 程度のステッピングモータもしくは 80kHz 以上で動作する超音波モータが利用できることになる。

消費電力が小さいものは、例えば生体内や離れたところで動作させる必要がある医療用、民間産業分野用のマイクロマシナ

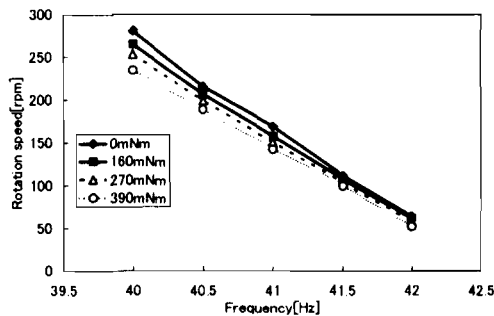


Fig.11 Torque vs. rotational speed of ultrasonic motor

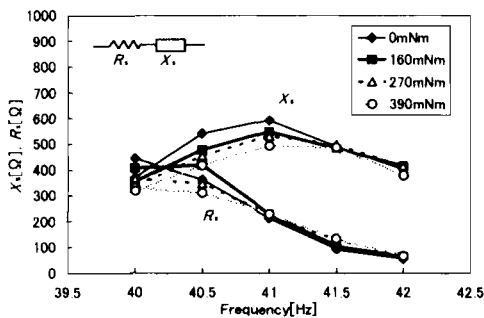


Fig.12 Motor input current and phase as a function of frequency (Ultrasonic motor)

クチュエータ<sup>28-30)</sup>への応用が期待できる。マイクロマシンアクチュエータへ非接触でエネルギーを送る方法として従来までに開発されてきたものには、紫外光<sup>28)</sup>や赤外光<sup>29)</sup>を用いるものや、マイクロ波<sup>30)</sup>を用いるものなどがある。紫外光を用いるものには、ダイレクトに機械的変位を発生させるものもある<sup>28)</sup>。しかしこれらは、得られる電力が数 $\mu$ W～数 mW と小さく、また変換効率は紫外光や赤外光で 1%未満、マイクロ波でも 30%以下と極めて低い。これに対し、本提案方式は、数 10W までの電力を非接触で伝送することができ、かつ、70%以上の高効率である。

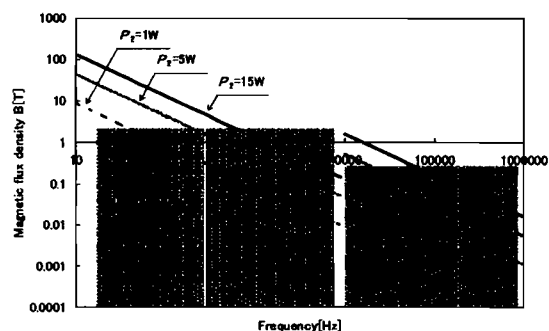


Fig.14 Relationship between frequency, magnetic flux density of a transformer and output power of an actuator ( $E=1$ )

### 7. 体積・発熱の評価実験

今回試作したものは、体積・発熱の点で小さくなっているかを確認するため、従来までに開発されてきた完全置換型人工心臓システム<sup>12,27)</sup>の経皮エネルギー伝送用体内回路と 5 章で試作したシステム ( $E=1$ ) について、体積と温度上昇の比較を行った。従来までに開発されてきた完全置換型人工心臓<sup>12,27)</sup>の体内回路は、体積が約 200cc 程度、温度上昇は空気中で 25℃以上 (アクチュエータドライバ回路の高速スイッチング用半導体、放熱版なしの条件) であるのに対し、今回試作したものは、体内回路が二次コイルのみとなり、体積が 20cc、温度上昇は 3℃以内となった。よって、提案方式により、小型化、発熱の低減が可能となった。ただし、今回実験に用いた超音波モータは、一般工業用のものを用いたため、約 25℃の温度上昇が確認された。アクチュエータの最適な選択・開発が、今後の課題である。

### 8. まとめ

経皮トランスに印加した交流電力を、体内の整流平滑回路とアクチュエータドライバ回路を介さずアクチュエータに直接印加して、アクチュエータの駆動と制御を行う方法について提案・検討した。

- ・ 体外結合型経皮トランスの生体への装着性と、電気的特性を考慮した評価指標を定義
- ・ 体外結合型経皮トランスを介して交流モータ (インダクションモータと超音波モータ) を直接動作
- ・ 経皮トランスに入力する周波数を変化させることにより、モータの回転数を制御

さらに、評価指標  $E=1$  の条件のもと、10Hz～1MHz までの

全範囲で出力電力と実使用可能な周波数範囲を調べたところ、例えば人工心臓などの出力電力が大きいもの場合は 800Hz 以上で動作する交流モータ (例: 超音波モータ、ステップモータ) で実現の見込みがあるという結果を得ることができた。

また、人工心臓のように生命に関わるアクチュエータを対象とする場合は、入浴等や着替え等で体外の装置を一時的にはずさなければならない場合を想定して、体内にバックアップ用の二次電池が埋め込まれる<sup>12)</sup>。しかし、本提案システムの場合、体内に二次電池を埋め込んでも、アクチュエータドライバ回路がないためモータが回らない。また、整流平滑回路がないので、充電もできない。よって、本システムの場合は、1) 患者の一部の生活に制限を設けさせて頂き、エネルギー伝送の中断をしなくても済むように生活して頂くか、2) 体外からの電力供給が途絶えた場合専用の体内二次電池、アクチュエータドライバ回路、整流平滑回路を埋め込んで頂くか、いずれかの方法を選択することになる。1) は現在実用化されている皮膚貫通型の電力伝送方式においても感染の危険があるため生活に制限がかけられている<sup>5-6)</sup>。本手法は、それと比べて感染の危険が少ない点で大きな利点がある。2) は、すべて埋め込むので、埋込体積は従来までの経皮エネルギー伝送システム (アクチュエータドライバ回路、整流平滑回路を介して電力供給するタイプ) とほとんど変わらないが、効率は改善できる。通常動作時には、整流平滑回路とアクチュエータドライバ回路を介さずに二次コイルからの電力を直接モータに入力するようにし、体外からの電力供給がないときには体内二次電池からアクチュエータドライバ回路を介したルートに切り替えて電力供給すればよい。充電時のみ、整流平滑回路を介して充電すればよい。

また、体外の装置や体外電源は、携帯する場合を考慮すると、小型・計量であることが望ましい。本研究ではインバータ回路のかわりに、高速電力増幅器を用いたが、これは原理的に効率が低い。よって、実使用時には高効率・小型化が実現できるスイッチング回路によるインバータ<sup>17,31)</sup>が適すると考える。これは、90%以上の効率で動作できるため、電池容量を小さくでき、体外回路の発熱も小さくできる。

以上より、ここで提案したシステムは、高効率エネルギー伝送と小型化を実現できる優れた方式であることが明らかになった。今後、高効率で動作する最適な交流モータの開発を行っていくとともに、医療分野や民間産業分野への応用を考えていく。

### 参考文献

- 1) 西山 尚, 小西義昭, 村上元章, 藤原真人, 角田直人, 山田幸生, 人工臓腑用超微量流量計の研究開発, 日本機械学会第 16 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集 2004, 207-208.
- 2) 中村能亮他: 体内埋込型インスリン注入システム用経皮エネルギー伝送に関する研究, 日本機械学会第 14 回電磁気関連のダイナミクスシンポジウム講演論文集 2002, 331-334.
- 3) M.Tanaka, *et al.*, Development of artificial urethral

- valve with transcutaneous energy transformer, *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics* 2001; 12, 79-85.
- 4) 木口量夫, クンジュ・サブラタ クマー, パワーアシスト付き肘・膝用人工関節の開発, 日本機械学会 IIP2005 講演論文集 2005, 335-336.
  - 5) A. El-Banayosy, *et al.*, The European experience of Novacor left ventricular assist (LVAS) therapy as a bridge to transplant: a retrospective multi-centre study, *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 1999, 15, 835-841.
  - 6) T.J.Myers, T.Khan, O.H.Frazier, Infection complications associated with ventricular assist system, *American Journal of Artificial Organs* 2000, S28-S36.
  - 7) 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. 東京; コロナ社. 1994.
  - 8) 神谷 暁, 井街 宏, 上野照剛, 医用生体工学, 東京; 培風館. 2000.
  - 9) J.C.Schuder, H.E. Stephenson, Jr., Energy transport and conversion for a permanently implanted artificial heart, *Trans. ASAIO* 1963, IX, 286-291.
  - 10) H.Matsuki, Energy transfer system utilizing amorphous wires for implantable medical devices. *IEEE trans. on Magnetics* 1995; 31, 1276-1282.
  - 11) Y.Mitamura, E.Okamoto, T.Mikami, A transcutaneous optical information transmission system for implantable motor-driven artificial hearts, *ASAIO Trans.* 1990; 36, M278-M280.
  - 12) T.Masuzawa *et al.*: "Progress of an Electrohydraulic Total Artificial Heart System with a Separate Energy Converter", *ASAIO Journal* 1999; 45, 471-477.
  - 13) K.Koshiji, *et al.*, Externally-coupled transcutaneous energy transmission system for a totally implantable artificial heart, *Proceedings of 15<sup>th</sup> Annual international conference of the IEEE EMBS* 1993, 909-910.
  - 14) T.Mussivand, *et al.*, A transcutaneous energy and information transfer system for implanted medical devices, *ASAIO Journal* 1995, 41, M253-M258.
  - 15) 角田幸秀他, 完全埋込み型人工心臓用経皮エネルギー伝送システムの慢性動物実験による評価, *人工臓器* 2000; 2(1), 31-35.
  - 16) 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* 2000; 120(2), 169-175.
  - 17) 井出暁彦他: 完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システム-スイッチング方式の検討-, 第 13 回電磁力関連のダイナミクスシンポジウム講演論文集 2001, 571-574,
  - 18) 井出暁彦, 越地耕二, 村井剛次, 巽 英介, 妙中義之, 高野久輝, 完全埋込型定常流補助人工心臓用経皮エネルギー伝送システム-経皮トランスの検討-, 電気学会リニアドライブ研究会資料 2001, LD-01-43, 37-40.
  - 19) S.Takeuchi, I.Shimoyama, Selective drive of electrostatic actuators using remote inductive powering, *Sensors and Actuators A* 2002; 95, 269-273.
  - 20) K.Inoue, *et al.*, Transcutaneous Optical Telemetry System With Infrared Laser Diode, *ASAIO Journal* 1998, 44(6), 841-844.
  - 21) 松原弘幸他, 完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システム-妨害波強度の測定と評価-, *人工臓器* 2000, 29(1), 18-23.
  - 22) 電気学会マグネティックス技術委員会, 磁気工学の基礎と応用. 東京; コロナ社, 1999.
  - 23) 宮入庄太, 最新電気機器学. 第 16 版. 東京; 丸善, 2002.
  - 24) 電子情報技術産業協会編, 超音波工学. 東京; コロナ社, 1993.
  - 25) 見城尚志, 指田年生著, 超音波モータ入門. 東京; 総合電子出版社, 1991.
  - 26) 黒澤 実, 超音波モータおよび圧電振動子の研究動向-注目すべき成果と課題-, 第 14 回電磁力関連のダイナミクスシンポジウム講演論文集 2002, 465-470.
  - 27) 高畑雅史, 交流モータを用いた人工心臓の経皮的駆動に関する検討, 広島大学工学部第 2 類卒業論文, 2005.
  - 28) 一木正聡, 森川 泰, 川口浩司, 中田 毅, 光起電力素子 PLZT の電気的性質と光モータへの応用, 第 14 回電磁力関連のダイナミクスシンポジウム講演論文集 2002, 691-692.
  - 29) 栗原幸男他, 赤外線による電力伝送技術と関連デバイスの検討, 神奈川県産学公交流研究発表会要旨集 2005, 3556.
  - 30) 柴田貴行, 笹谷卓也, 川原伸章, マイクロ波エネルギー伝送を用いた自律移動可能なマイクロロボット, *デンソーテクニカルレビュー* 2000, 5(1), 20-26.
  - 31) 佐藤 守男, スwitching電源設計入門. 東京; 日刊工業新聞社, 1998.