

## 体内埋込型機器における経皮エネルギー伝送システム - 伝送特性改善の検討 -

## Transcutaneous Energy Transmission System for Implantable Devices

## - Improvement of Energy Transmission Characteristics -

○ 瀬下貴仁(東京理科大) 山本隆彦(東京理科大) 越地耕二(東京理科大)

Takahito SEAHIMO, Tokyo University of Science  
Takahiko YAMAMOTO, Tokyo University of Science  
Kohji KOSHIJI, Tokyo University of Science

**Abstract:** Transcutaneous energy transmission is useful for improving patient quality of life (QOL) and for supplying energy to implantable devices noninvasively. It is desirable for the transcutaneous coils to be small from the viewpoint of patient's QOL. To supply energy with highly-efficient transmission through the skin, it is necessary to increase the coupling factor between the coils, and increase the inductance of each coil. In this study, the optimal shape required for the coils to increase the coupling factor, and the switching circuit and rectifier circuit were investigated.

**Key Words:** Coreless Coil, Rectifier Circuit, Switching Circuit

## 1. はじめに

医療機器におけるワイヤレス電力伝送技術は非接触、非侵襲といった言葉に代表されるように体内埋込型の機器へのエネルギー供給方法として不可欠な技術である。体内埋込型の機器へのワイヤレス電力伝送は、経皮エネルギー伝送システム(Transcutaneous Energy Transmission System: TETS)と称される。TETSは従来より電磁誘導方式を用いており、患者のQOL(Quality of Life)の観点から使用する体内コイルは小型であることが望ましいが、コイルの小型化は伝送効率の低下を導く。高効率でエネルギー伝送を行うには、コイル間の結合係数やコイルのインダクタンスの増大が必要である。

本稿では小型かつ高い結合係数を有する経皮トランスフォーマーを目標に、コイルの内径や外径を変化させ、TETSに最適なコイルの形状・寸法について比較・検討を行った。

また、システム全体の伝送効率を向上させるために、伝送効率の低下の原因となる整流回路およびスイッチング回路についても検討した。

## 2. TETSの概要

Fig. 1にTETSの概要を示す。体内外においては直流安定化電源または電池を電源とし、スイッチング回路により高周波の交流電力に変換される。変換された交流電力は経皮コイルを介してケーブルが皮膚を貫くことなく体内へ伝送される。伝送された交流電力は整流平滑回路により直流電力に変換され、体内埋込機器の駆動及び体内の二次電池の充電に用いられる。

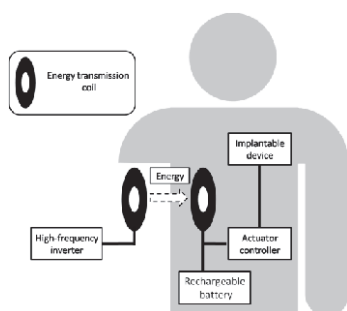


Fig. 1 TETS for Implantable device

## 2-1 効率の算出

TETSに用いられる経皮コイルとして、空心型<sup>(1)(2)</sup>や体外結合型<sup>(3)</sup>などが開発されているが、本稿では渦巻き状の空心偏平型コイルを採用した。

Fig. 2に経皮コイルを用いてエネルギー伝送を行う際の等価回路を示す。

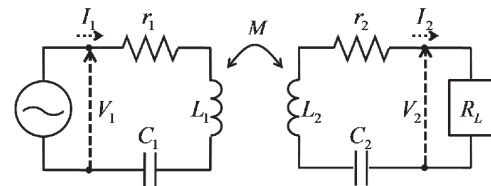


Fig. 2 Equivalent circuit to evaluate efficiency

$L_1, L_2$ はそれぞれ一次側(体外側)、二次側(体内側)のコイルの自己インダクタンス、 $r_1, r_2$ はそれぞれ一次側、二次側のコイルの巻線抵抗、 $C_1, C_2$ は伝送効率を向上させるために挿入する直列共振用のキャパシタ、 $M$ はコイル間の相互インダクタンス、 $R_L$ は体内埋込機器、整流平滑回路、二次電池などを等価的に表した負荷抵抗である。 $V_1$ は入力電圧、 $V_2$ は出力電圧、 $I_1, I_2$ はそれぞれ一次側、二次側のコイルに流れる電流である。伝送角周波数を $\omega$ とし共振角周波数を $\omega_0$ とすると、伝送効率 $\eta$ は

$$\eta = \frac{|V_2 I_2|}{|V_1 I_1|} = \frac{(\omega_0 M)^2 R_L}{r_1 (r_2 + R_L)^2 + (\omega_0 M)^2 (r_2 + R_L)} \quad (1)$$

$$= \frac{R_L}{\frac{r_1 (r_2 + R_L)^2}{(\omega_0 M)^2} + (r_2 + R_L)}$$

と表せる。(1)式から伝送効率を高くするためには $(\omega_0 M)^2 \gg r_1 (r_2 + R_L)$ とする必要がある。したがって周波数及び相互インダクタンスを大きくすることが重要である。しかしながら、コイルを小型化すると自己インダクタンス及びコイル間の結合係数が低下する。そこで高い伝送効率を保つために高い結合係数を持つコイルの検討を行った。

2-2 結合係数の算出

2つのコイル間の結合係数を測定する回路図を Fig. 3 に示す. 二次側の電圧  $V_2$  は開放電圧である.

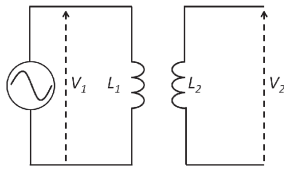


Fig. 3 Equivalent circuit to evaluate coupling factor

Fig. 3 から相互インダクタンスを  $M$  とすると

$$M = L_1 \frac{V_2}{V_1} = k \sqrt{L_1 L_2} \quad (2)$$

$$k = \frac{V_2}{V_1} \sqrt{\frac{L_1}{L_2}} \quad (3)$$

と表すことができる. 本稿では, (3)式を用いて結合係数を算出した.

3. 伝送用コイルの検討

3-1 結合係数による検討

二次側のコイルは体内に埋め込むため患者の QOL の観点から小型にすることが望ましい. そのためここでは外直径を 50 mm 一定とした. コイルの内直径を 0, 10, 16.7, 20, 30, 40 mm とし, それぞれ A, B, C, D, E, F と名付けた. 試作コイルの外観を Fig. 4 に示す. 二次側のコイルは一次側のコイルと外直径, 内直径, インダクタンスが同じになるように試作した. この実験で使用した巻線は表皮効果を考慮して, 0.05 mmφ, 120 本束のリッツ線とした.

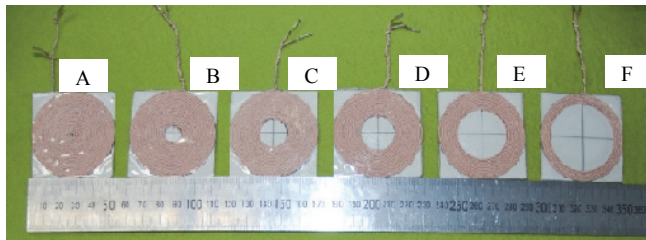


Fig. 4 Appearance of coreless coils

一次・二次コイル間距離  $d$  を 0~30 mm の範囲において 5 mm 毎に変化させながら二次側の電圧の測定を行い, その結果を式(2)に代入し結合係数を算出した. その結果を Fig. 5 に示す.

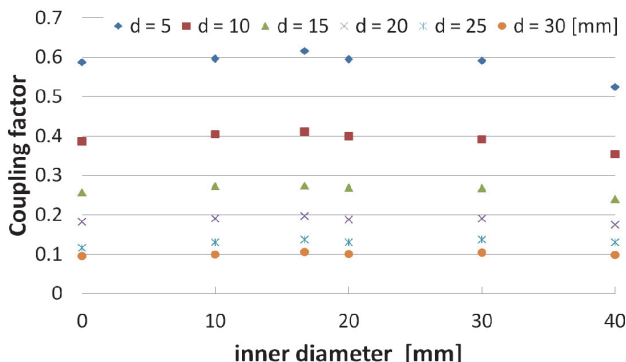


Fig. 5 Coupling factors (outside diameter 50 mm)

Fig. 5 より, コイル間距離に関わらずすべての場合において, 試作コイル C の結合係数は他の試作コイルよりも大きい. よって内直径が外直径の 1/3 のときに最も大きい結合係数が得られるということがわかった.

3-2 効率による検討

外直径 50 mm, 内直径 16.7 mm のときの結合係数の測定結果を式(1)に代入して求めた効率  $\eta$  を Table 1 に示す.

Table 1 Characteristics between distance  $d$  and efficiency  $\eta$

$d$ [mm]	5	10	15	20	25	30
$\eta$ [%]	95.8	91.5	82.9	71.8	55.2	42.3

外直径 50 mm, 内直径 16.7 mm のコイルの測定したパラメータが  $r_1=0.191 \Omega$ ,  $r_2=0.189 \Omega$ ,  $R_L=50 \Omega$ , 結合係数  $k=0.2741$ , 周波数  $f_0=300\text{kHz}$  である. コイル間距離が 10 mm, 効率が 95%を超えるためには, コイルの自己インダクタンスは 27.2  $\mu\text{H}$ 以上が必要である.

3-3 巻き方の検討

結合係数を高くするためにコイルの内直径を外直径の 1/3, インダクタンスを増加させるためにコイルを 2 層構造とし, 巻き方を変えたコイルを 2 種類作製した. コイルの外直径は 50 mm とした. このときのコイルを Fig. 6 に示す. コイルは同じ寸法で一次側と二次側で 2 つずつ作製した.

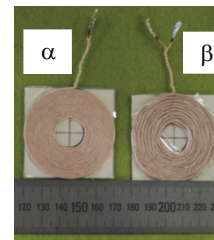


Fig. 6 Appearance of coreless coils

試作コイル  $\alpha$ ,  $\beta$  ともに 1 層目と 2 層目に流れる電流の向きが同じ方向になるように巻いている.  $\alpha$  は 1 層目を巻き終えてから 2 層目を巻いている. それに対して  $\beta$  は 1 層目を 1 巻き後に 2 層目を 1 巻きと, 1 層目と 2 層目を同時に巻いている. これは線間容量を考慮したもので, それぞれのキャパシタンスを算出する式を(4)に, 結果を Table 2 に示す. 自己共振周波数を  $f_s$  とすると

$$f_s = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (4)$$

Table 2 Parasitic capacitance [pF]

	$\alpha$ -1	$\alpha$ -2	$\beta$ -1	$\beta$ -2
C[pF]	0.479	0.503	0.340	0.356

Table 2 より  $\beta$  は  $\alpha$  よりも線間容量が小さいことがわかる. このことより見かけ上の抵抗分が低くなり, 効率改善できると考えられる.  $\alpha$  と  $\beta$  のインダクタンス  $L$  および等価直列抵抗  $r$  を測定した結果とその結果から算出したコイル間距離が 10, 15 mm のときの効率  $\eta$  を Table 3 に示す.

Table 3 Inductance and efficiency

	f[kHz]		L[μH]	r[Ω]		d[mm]	η[%]
α	300	1	49.99	0.4429	α	10	96.7
		2	49.66	0.4387		15	94.5
β	300	1	40.94	0.3678	β	10	97.2
		2	42.89	0.3854		15	94.6

Table 3 にある 1, 2 は一次側, 二次側のことである. Table 3 を比べるとβはαより見かけ上の抵抗分が低い. これはβはαよりも線間容量が小さいためであると考えられる. そのため, βとαを比べるとβの方が効率が低い.

4. 体外回路

E 級増幅器<sup>(4)</sup>は, 入力信号によって MOSFET をスイッチングさせ, 理想的なスイッチとして動作する条件下で効率を 100%にできる. E 級増幅器の LC 直列共振回路の L を送信コイルとして体内へ電力伝送を行うことについて検討した. Fig. 7 に E 級増幅器を示す.

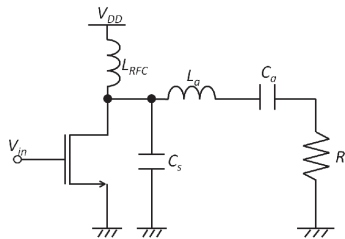


Fig. 7 Circuit of class E amplifier

E 級増幅器は出力電力 P<sub>out</sub>[W]と電源電圧 V<sub>DD</sub>が決まると各パラメータは一意に決まる.

本研究ではスイッチング周波数 f<sub>sw</sub> = 300kHz とし, V<sub>DD</sub> が 15 V で設計を行った. L<sub>a</sub> には 3 章のβコイルのデータを用いている. Table 4 に設計値を示す.

Table 4 Circuit parameter of class E amplifier

f [kHz]	L <sub>RFC</sub> [μH]	C <sub>a</sub> [nF]	L <sub>a</sub> [μH]	C <sub>s</sub> [nF]	R[Ω]
300	134	16.9	40.9	7.52	5.77

E 級増幅器を電子回路シミュレータ(LTspice, Linear Technology, CA, USA)を用いて解析をした. 入力電圧 V<sub>in</sub> および電力伝送に使用するコイル L<sub>a</sub> の電圧を Fig. 8 に示す. V<sub>La</sub> は V<sub>p-p</sub>=426 V の交流電圧となっているため, 送信側のスイッチングが満足におこなわれて, 一次側のコイルとして使用できることが分かる.

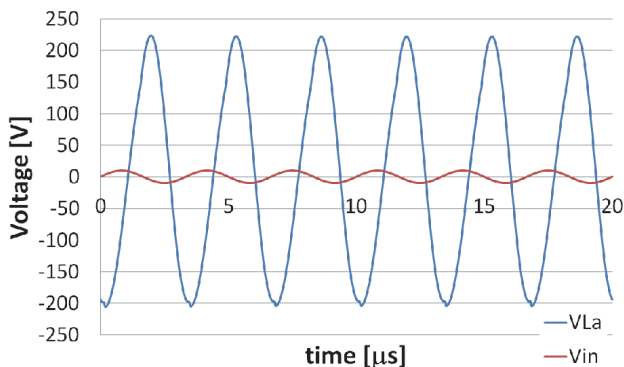


Fig. 8 Waveforms of V<sub>in</sub> and V<sub>La</sub> obtained from simulation

5. 体内回路

ダイオードは順方向バイアスが無視できず伝送効率低下を起こす原因となることがある. そこで本研究では P 型と N 型の MOSFET を利用した自己制御型同期整流回路を提案する.

提案した同期整流回路を Fig. 9 に示す. なお MOSFET は逆電流の流入を防止することができないため, アクティブダイオード<sup>(5)</sup>を挿入した. 同期整流とダイオード整流の比較をした. ダイオード整流回路を Fig. 10 に示す.

入力電圧は振幅 15 V, 300kHz の正弦波, R<sub>L</sub> は 10 Ω とした. 結果を Fig. 11 に示す.

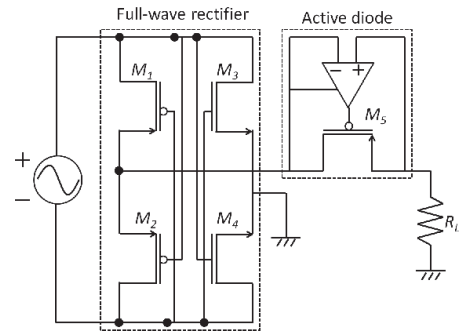


Fig. 9 Synchronous rectifier circuit

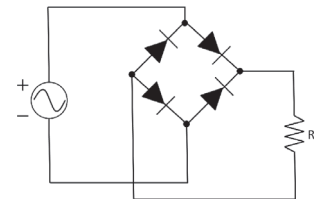


Fig. 10 Diode rectifier circuit

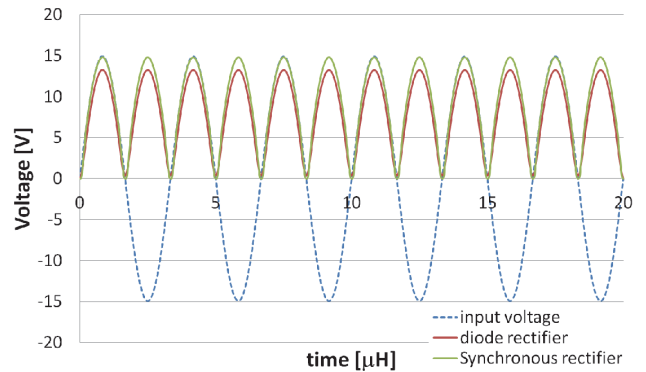


Fig. 11 Waveforms of input and output voltage obtained from simulation(diode & synchronous rectifier)

ダイオード整流回路は 1.8 V の電圧降下が生じているが, 同期整流回路は 0.21 V の電圧降下と, 電圧降下を 10.6%低減できた.

6. TETS への応用

非接触給電での応用として, 二次側の回路を Fig. 7 の R と等価的に模擬した. 二次側のコイルの自己インダクタンス L<sub>b</sub>, 直列共振用コンデンサ C<sub>b</sub>, 相互インダクタンス M とし, 一次側から見込んだ等価回路を Fig. 12 に示す. Fig. 12 より二次側が共振しているとき,

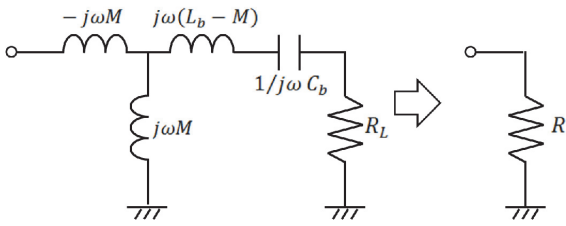


Fig. 12 Equivalent circuit of transcutaneous transformer with a load resistance

$$R = \frac{(\omega_0 M)^2}{R_L} \quad (5)$$

と表すことができる。

全システムを含めた回路図を Fig. 13 に示す。

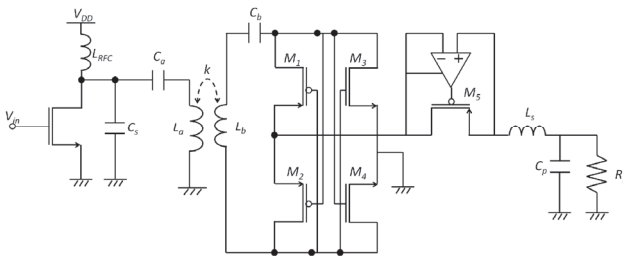


Fig. 13 Circuit of TETS system

入力電力を 15 V とした時の入出力電力の結果を Fig. 14 に示す。

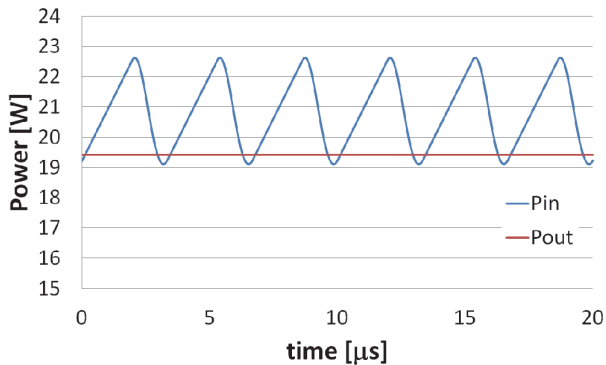


Fig. 14 Waveforms of input and output power obtained from simulation

Fig. 14 より入力電力を算出したところ、21.1 W であった。DC-to-DC の伝送効率を算出すると

$$\eta = \frac{P_{out}}{P_{in}} \times 100 = \frac{19.4}{21.1} \times 100 = 91.9\%$$

となり、高い伝送効率で伝送可能であることがわかる。

## 7. まとめ

本稿では TETS で用いる空心型コイルの結合係数の向上を目標に、内直径と外直径の異なったコイルを作製し、検討した。その結果、内直径が外直径の 1/3 のコイルが最も有効であることが確認できた。さらに効率改善として巻き方に工夫を加えたコイルを試作し測定を行ったところ、伝送効率を改善可能であることがわかった。また周辺回路として同期整流回路による伝送効率の改善及び E 級増幅器の非接触給電における設計を行い、シミュレーションにより 91.9% (DC-to-DC) の高い伝送効率を得られることが確認された。

## 謝辞

本研究の一部は財団法人マツダ財団助成金により行われた。

## 参考文献

- (1) K. Shiba, M. Nukaya, T. Tsuji, K. Koshiji "Analysis of Current Density and Specific Absorption Rate in Biological Tissue Surrounding an Air-core Type of Transcutaneous Transformer for an Artificial Heart," IEEE 2006 International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, pp.5392-5395, New York, USA, Aug. 2006
- (2) T. Seshimo, T. Yamamoto, K. Koshiji, Downsizing of Coreless Coils for Transcutaneous Energy Transmission in Implantable Devices - Improvement of Coupling Factor and Efficiency between Coils -, 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 1871-1874, 2013
- (3) 山本隆彦, 越地耕二, 塚原金二, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝, 柴建次, 体内埋込型人工心臓駆動用体外結合型経皮エネルギー伝送システム - 経皮トランスのコア接合面のずれとギャップによる結合異常検出 -, 日本生体医工学, 第43巻2号, pp.261-267, 2005
- (4) Sokal, N.O. Class E high-efficiency power amplifiers, from HF to microwave, Microwave Symposium Digest, 1998 IEEE MTT-S International, vol. 2, pp.1109-1112, 1998
- (5) Yuan Rao, David P. Arnord, An Input-Powered Active AC/DC Converter with Zero Standby Power for Energy Harvesting Applications, Energy Conversion Congress and Exposition, pp. 4441-4446, 2010