

完全体内埋込型人工心臓駆動用経皮エネルギー伝送システム  
-空心型経皮トランスのコイル寸法検討による結合特性の向上-

Transcutaneous Energy Transmission System for a Totally-Implantable Artificial Heart  
-Improvement of Coupling Characteristics by Investigation of Coil diameter-

○ 若林春貴, 山本隆彦, 越地耕二 (東京理科大学)

巽英介, 妙中義之 (国立循環器病研究センター研究所)

Haruki WAKABAYASHI, Takahiko YAMAMOTO, Kohji KOSHIJI (Tokyo University of Science)

Eisuke TATSUMI, Yoshiyuki TAENAKA (National Cerebral and Cardiovascular Center Research Institute)

*Key Words:* Artificial Heart, TETS, Coreless Coil, Coupling Factor

### 1.はじめに

医療機器におけるワイヤレス電力伝送技術とは、非接触、低侵襲といった言葉に代表されるように、体内埋込型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。人工心臓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<sup>(1)-(3)</sup>) と称されている。TETS は、コイル間の電磁誘導によりエネルギーを伝送するシステムで、空心型経皮コイル<sup>(1),(2)</sup>を用いる。しかしながら、空心型で高い伝送効率を実現するためには、TETS に用いる体内コイルの寸法が大型(外直径 70 mm~100 mm)となる。これは患者の Quality of Life(QOL)の低下につながる。

本稿では、TETS に用いる体内側の空心型経皮コイルの寸法を小型化し、その体内コイルに対して、結合度の観点から適した体外コイルの寸法の検討を行ったので報告する。

### 2. TETS の概要

Fig.1 に代表的な TETS の概要を示す。体外側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、ケーブルが皮膚を貫通する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、人工心臓の駆動および体内の二次電池への充電に用いられる。

### 3. 空心型経皮トランスフォーマーの伝送効率

TETS に用いられる経皮コイルとして、空心型や体外結合型<sup>(3)</sup>などが開発されているが、本稿では患者の QOL の観点などから空心型を採用した。

Fig.2 に空心型経皮コイルの外観を示す。Fig.3 に空心型経皮コイルシステムを用いてエネルギー伝送を行う際の等価回路を示す。 $L_1$ ,  $L_2$  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,  $R_L$  は人工心臓, 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。伝送角周波数を  $\omega$  とすると,

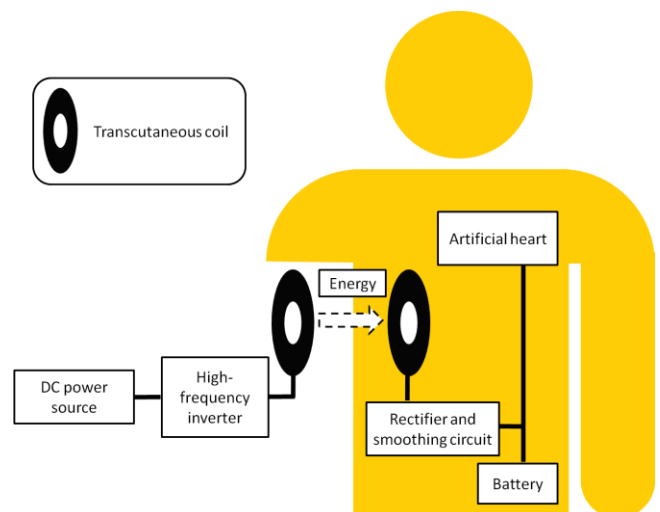


Fig.1 TETS for artificial heart

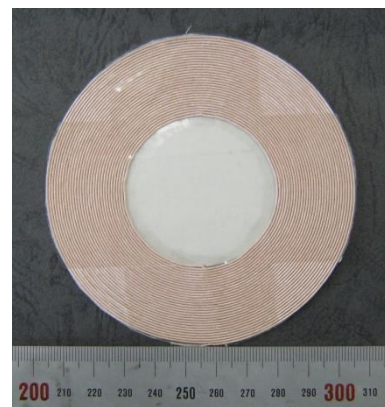


Fig.2 Appearance of coreless coil

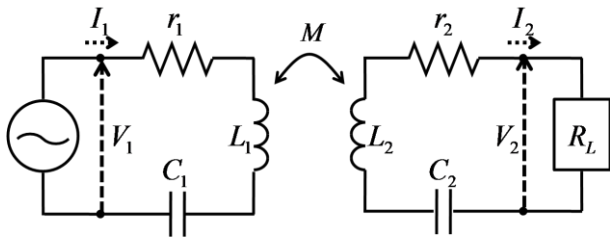


Fig.3 Equivalent circuit to evaluate efficiency

$$V_1 = \left\{ r_1 + j \left( \omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1} \right) \right\} I_1 - j \omega M I_2 \quad (1)$$

$$V_2 = j \omega M I_1 - \left\{ r_2 + j \left( \omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2} \right) \right\} I_2 \quad (2)$$

$$V_2 = R_L I_2 \quad (3)$$

と表せる。ここで共振角周波数を  $\omega_0$  とすると、

$$\omega = \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}} = \frac{1}{\sqrt{L_2 C_2}} \quad (4)$$

と表せ、このときの伝送効率  $\eta$  は

$$\eta = \frac{|V_2 I_2|}{|V_1 I_1|} = \frac{(\omega_0 M)^2 R_L}{r_1 (r_2 + R_L)^2 + (\omega_0 M)^2 (r_2 + R_L)} \quad (5)$$

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

と表せる。(5)式から伝送効率を高くするためには  $(\omega_0 M)^2 \gg r_2 (r_1 + R_L)$  とする必要がある。相互インダクタンス  $M$  は、結合係数を  $k$  とすると、

$$M = k \sqrt{L_1 L_2} \quad (6)$$

と表せるため、自己インダクタンスおよび結合係数を大きくすることが重要である。

## 4. 二次(体内)コイル

二次コイルは患者の QOL の観点から、小型にすることが望ましい。しかしながら、コイルを小型化すると、二次コイルの自己インダクタンスおよびコイル間の結合度が低下する。これは伝送効率の低下の原因となる。そこで、伝送効率を高く保つために、必要な自己インダクタンスを求めた。

### 4-1 二次コイルインダクタンスの決定

(5)式において  $\omega_0 M$  を変数、 $r_1 = 0.5 \Omega$ 、 $r_2 = 0.5 \Omega$ 、 $R_L = 30 \Omega$  として、伝送効率を計算した結果を Fig.4 に示す。

$\omega_0 M$  を増加させると、90%までは急峻に上昇するが、90%を越えると緩やかに上昇した。また伝送効率が 95%以上のなる点は  $\omega_0 M = 21 \Omega$  である。結合係数  $k = 0.3$ 、伝送周波数  $f_0 = 300 \text{ kHz}$  とすると、必要なコイルの自己インダクタンスは  $37 \mu\text{H}$  と決定できる。

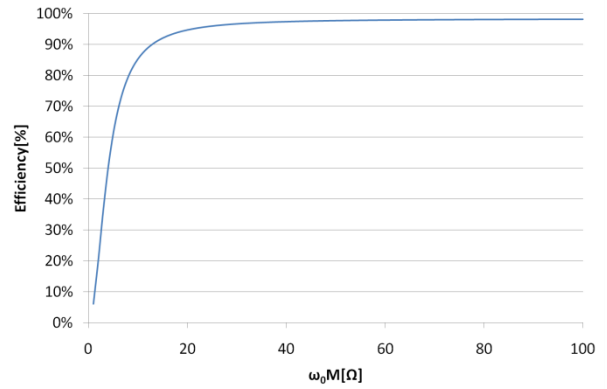


Fig.4 Calculation result

### 4-2 二次コイルの検討

小型化の観点から、コイルの外直径を  $50 \text{ mm}$  とした。内直径を決定するために、内直径  $15 \sim 35 \text{ mm}$  の範囲でコイルを試作し、インダクタンスおよび巻線抵抗を測定した。使用した巻線は、表皮効果を考慮して、 $0.10 \text{ mm} \phi$ 、15本束のリッツ線とした。試作したコイルのインダクタンスを Fig.5 に示す。

Fig.5 から、内直径  $15 \text{ mm}$  のコイルが巻数が 31 回と最も多いため、自己インダクタンスが最も高い。しかしながら、伝送周波数  $300 \text{ kHz}$  のとき、自己インダクタンス  $L = 30.1 \mu\text{H}$  と必要なインダクタンス  $37 \mu\text{H}$  より  $6.9 \mu\text{H}$  低い。このため、コイル寸法を大型化させることなく、自己インダクタンスを増加させるために、Fig.6 のようにコイルを二層構造にした。

外直径  $50 \text{ mm}$  を保ち、内直径を  $20 \sim 30 \text{ mm}$  の範囲で二層構造のコイルを試作し、インダクタンスおよび巻線抵抗を測定した。測定したインダクタンスおよび巻線抵抗の結果をそれぞれ Fig.7, Fig.8 に示す。

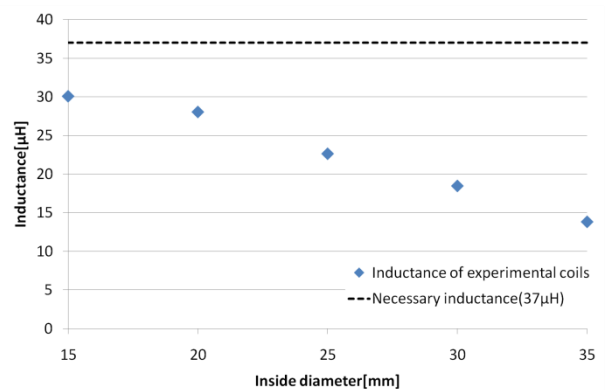


Fig.5 Inductance of coils



Fig.6 Structure of two layers

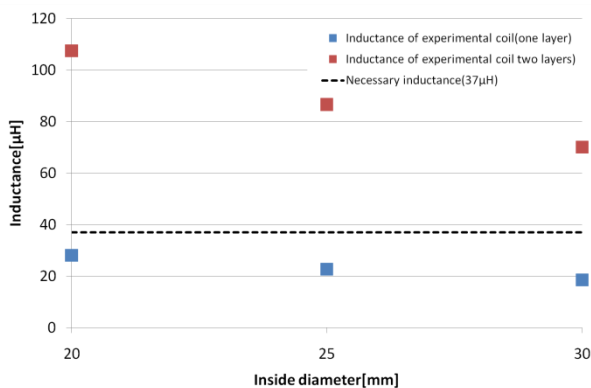


Fig.7 Inductance of coils

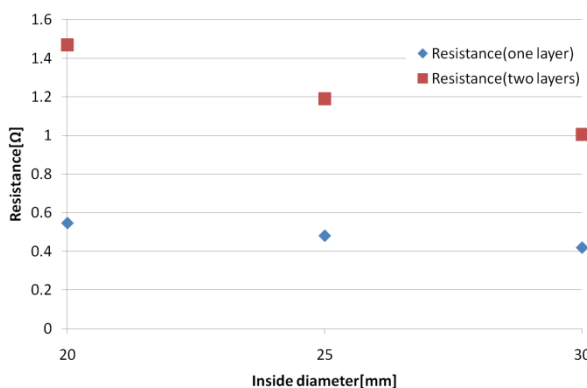


Fig.8 Resistance of coils

内直径 20~30 mm において、二層化したことにより自己インダクタンスは 3.8 倍に向上した。また、いずれの内直径においても、目標値である 37 μH を達成した。しかしながら、二層化したことにより、巻線抵抗の増加がかなり見られた。コイルを二層化したことにより、巻線抵抗が 2 倍以上に増加した。巻線抵抗の増加は、伝送効率の低下やコイルの発熱につながる。そのため、巻線抵抗を減少させるために、断面積の大きなリッツ線(0.05 mmφ, 120 本束)を使用してこれと比較した。測定したコイルのパラメータを Fig.9 に示す。

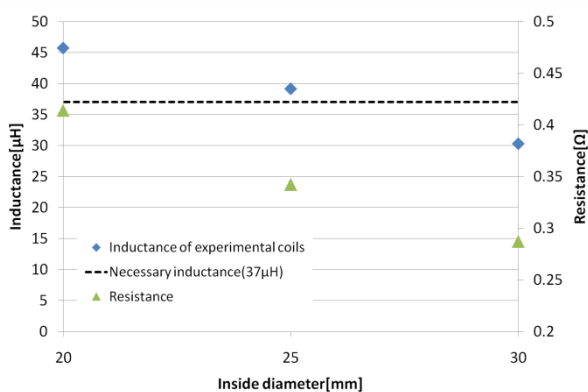


Fig.9 Parameter of coils

内直径が 20~25 mm のときに必要な自己インダクタンス 37 μH より大きくなった。また、巻線抵抗は内直径が 20 mm 以上では 0.5 Ω以下に低減できた。

以上の結果から、本稿では、エネルギー伝送で使用する二次コイルは、寸法が外直径 50 mm, 内直径 25 mm, 使用する巻線は 0.05 mmφ, 120 本束のリッツ線で二層構造にしたコイルに決定した。

## 5. 一次(体外)コイルの検討

一次コイルは体外に設置するため、二次側に比較して外直径を大きくできる。このため、結合度および伝送効率の観点から、4-2 で決定した二次コイルに適した一次コイルを検討した。

一次コイルの内直径を二次コイルと同様に 25 mm として外直径を 50~90 mm の範囲で変化させて試作した。使用した巻線は、0.05 mmφ, 120 本束のリッツ線である。試作したコイルのインダクタンスおよび巻線抵抗を Fig.10, 結合係数を Fig.11 に示す。なお、コイル間の距離は、皮膚の厚さおよびコイルをコーティングするシリコンの厚さを考慮して 10 mm とした。

Fig.10 から、外直径を大きくすることにより、巻数が増加したため、自己インダクタンスおよび巻線抵抗は増加した。Fig.11 から、結合係数は外直径 65 mm において最大値 0.351 を示し、65 mm 以上では減少した。

測定した一次コイル、二次コイルのパラメータおよびコイル間の結合係数から理論効率を求めた。Fig.12 に結果を示す。

外直径が 50 mm~65 mm では伝送効率が急峻に上昇して、97% の高い伝送を示した。これは、自己インダクタンスおよびコイル間の結合度が共に上昇しているためである。65 mm 以上ではコイル間の結合度が減少しているため、伝送効率の増加の割合が低下した。

以上の結果から、結合係数および伝送効率の観点から、4-2 で決定した二次コイルに対する適した一次コイルは、寸法が外直径 65 mm, 内直径 25 mm, 巻線 0.05 mmφ, 120 本束のリッツ線で一層構造のコイルと決定できる。

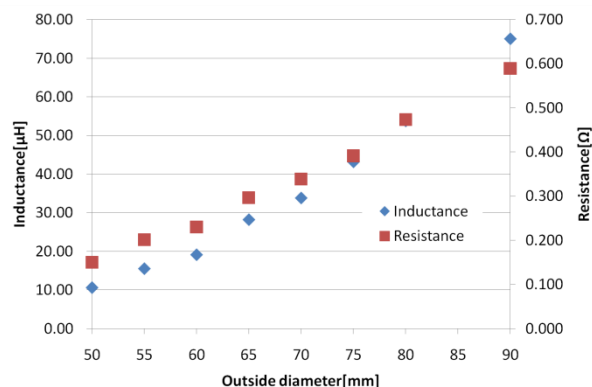


Fig.10 Parameter of coils

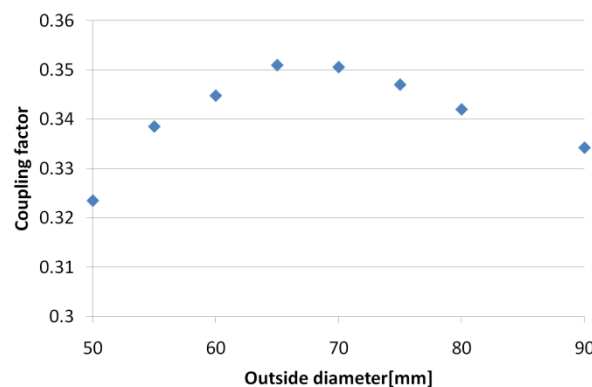


Fig.11 Measurement result of coupling factor

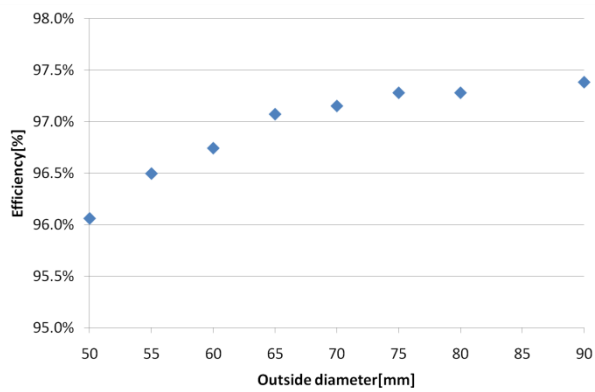


Fig.12 Measurement result of transmission efficiency

## 6. まとめ

本稿では、二次コイルの小型化を検討し、これに適した一次コイルを、コイル間の結合度の観点から検討した。さらに、実測した結果から理論効率を算出した。その結果、二次コイルは二層構造の外直径 50 mm とし、従来と比較して 50% の小型化を実現した。また一次コイルは、内直径を二次側と同じ寸法とし、外直径を 65 mm にした時に、コイル間距離 10 mm において結合係数 0.351、理論伝送効率 97% と高い伝送効率を実現した。

## 参考文献

- (1)H.Matsuki, M.Shiiki, K.Murakami, T.Yamamoto, S.Nitta, H.Hashimoto, High Efficient Energy Transmission for Implantable Artificial Heart, IEEE TRANSLATION JOURNAL ON MAGNETICS IN JAPAN, vol.8, no.3, pp.187-191, 1993
- (2)柴建次, 糠谷優之, 坂根彰, 辻敏夫, 越地耕二, 人工心臓のための空心型経皮エネルギー伝送システム-一次コイル電流による出力電源の安定化制御-, IIP 情報・知能・精密機器部門講演会講演論文集, pp.359-362, 2005
- (3)田村望, 山本隆彦, 青木広宙, 越地耕二, 本間章彦, 巽英介, 妙中義之, 体内埋込型人工心臓用経皮エネルギー情報伝送システム-一体型トランスを用いた情報伝送特性の評価・検討-, 電気学会論文誌.C, 電子・情報・システム部門誌, pp.1176-1177, 2009