経皮的電力伝送の際のコンデンサによる効率改善に関する基礎的検討

Improvement of Transmission Efficiency with Capacitor

井上 雅弘、佐藤 文博、松木 英敏、佐藤 忠邦*

東北大学工学研究科、仙台市青葉区荒巻字青葉 05 (〒980-8579)

*株式会社トーキン、仙台市太白区郡山 6-7-1 (〒982-0003)

M. Inoue, F. Sato, H. Matsuki and T. Sato*

Graduate School of Engineering, *Tohoku Univ., Aoba 05, Aramaki, Aoba-ku, Sendai 980-8579*

*Tokin Corp., *Koriyama 6-7-1, Taihaku-ku, Sendai 982-0003*

(2000 年 10 月 6 日受理、2001 年 1 月 24 日採録)

A transcutaneous energy transmission system transmits electrical energy by utilizing magnetic coupling through the skin for an implanted device or stimulator, such as an artificial heart. The problem is that the heat of the coil burns the skin. The efficiency can be improved by connecting the capacitor in series or in parallel for the load in the internal. We examined the relation between the air gap and the capacitor parameters.

Key words : transcutaneous energy transmission, transmitting efficiency, capacitor in parallel, coil spacing, frequency

1. はじめに

近年、医学の飛躍的な進歩に伴い、難治とされてきた疾患についても治療が可能となってきた。また、それに伴って体内埋め込み機器、人工臓器に対する研究が盛んになっている。その体内埋め込み機器を駆動させるのに電力を必要とする場合があるが、その 1 方法として電磁結合を利用した経皮的電力伝送が提案されている。そして非接触に電力を伝送することによって、皮膚を貫通する導線などを必要としないため感染症などの心配もなくなり、患者の QOL (Quality of life) の問題も解決するものと考えられる。また、体内埋め込み機器の完全埋め込み化も実現可能である

Fig.1 Configuration of coils.

と考えられる。その構造を Fig. 1 に示す。その際に皮膚に近づけてコイルを用いるため、コイルの熱による皮膚のやけど等が問題になり、それを改善する上で伝送効率の検討が必要になってくる。また、伝送効率の値は駆動装置の負荷インピーダンスによってそれぞれ異なってくる。体内側の負荷にコンデンサを直列に接続することにより改善が促される報告がなされているが¹⁾、それは密結合状態での漏れ磁束の補正であり、その状態もしくは結合が少し弱まった場合に確実に電力を伝送させる、負荷の電圧を確保するために並列に接続して効率の改善を試みた。また、コイル間のギャップをコイルの垂直方向のずれとしてそれに関する検討を行った。

2. 試作コイルの形状・寸法

これまでの種々の経皮的電力伝送における検討からコイルの軽量化や高効率化を考慮すると、コイル形状としては平面渦巻き型空心コイルで、外径 80mm、内径 40mm、素線（直径 0.1mm）を 200 本束ねた導線直径 1.7mm、巻数 12 回の試作コイルを用いることにした。試作コイルの厚みは 1.7mm、重さは約 45g、巻線抵抗は $r=0.035[\Omega]$ 、自己インダクタンスは $L=10.3[\mu\text{H}]$ であり、コイル間のギャップ g が 6mm のときの相互インダクタンスは $M=5.72[\mu\text{H}]$ であった。ここで、人間の皮膚の厚さが 5mm 程度といわれているので、少し余裕をもたせた 6mm をコイル間のギャップとしている。この試作コイルの等価回路を Fig.2 に示す。また、コイル間のギャップを増加させたときの相互インダクタンスの値の変化を Fig.3 に示す。相互インダクタンスはコイル間のギャップが増加するにつれて滑らかに減少することがわかる。

$$\eta = \frac{1}{1 + \left[\frac{(X_L + \omega L_2)^2 + (R_L + r_2)^2}{(\omega M)^2} + r_2 \right] \frac{1}{R_L}} \times 100 \quad (1)$$

Fig.2 Equivalent circuit.

Fig.3 Mutual inductance

3. 伝送効率の改善

Fig.2 に示した等価回路に基づき、銅損のみを考慮した伝送効率を算出すると (1) 式が得られる。ここで、負荷インピーダンス Z_L は抵抗部分 R_L 、リアクタンス部分 X_L に分けて算出している。

伝送効率はコイルと 2 次側の負荷との間にコンデンサを並列または直列に接続して改善することができる。これらの改善方法を用いてコイル間のギャップについての検討を行い、計算値と実測値の検討を行った。ここでは、人工心臓が純負荷抵抗である（2 次電池等を考えない）ため、駆動装置のインピーダンスを純抵抗とした。2 種類のコンデンサの接続方法があるわけであるが、今回はコンデンサ電流を減らせて破損しにくい、また、電圧を負荷で確保したいという観点から並列接続についての検討を加えた。上記の伝送効率の式から、並列接続の場合に効率を最大にするような負荷抵抗の値 R （最適負荷抵抗）、コンデンサの値 C （最適容量）として次式が得られた。

$$R = \frac{r^2 + L_2^2 \omega^2 + M^2 \omega^2}{\sqrt{r^2 + M^2 \omega^2}} \quad (2)$$

$$C = \frac{L_2}{r^2 + L_2^2 \omega^2 + M^2 \omega^2} \quad (3)$$

次に式(2)、(3)からコイル間のギャップを増加させたときの最適負荷抵抗と最適容量の変化の計算値を Fig.4 に示す。ただし、周波数を 100[kHz]としている。コイル間のギャップの増大につれて相互インダクタンスが減少するという傾向から、ここでは最適負荷抵抗値及び最適容量値ともに増加する傾向が得られる。また、相互インダクタンス M (コイル間のギャップが 6mm のときの値)、自己インダクタンス L を変化させたときの最適負荷抵抗の値のコイル間のギャップによる変化を同じ Fig.4 に示す。このように M と L によって最適負荷抵抗は変化する。

ここで、式による計算値と実測値の妥当性を評価するために、まず、コイル間のギャップを 2, 6, 10mm としたときの負荷抵抗と伝送効率の関係を実測した結果を Fig.5 示し、図中の ■ で表した点が計算値により求めた最適負荷抵抗値である。実験においては、各々のギャップの場合の最適容量を接続してある。実測値の最適負荷抵抗はそれぞれの曲線のピークとなる点(最大効率を表す点)のときの負荷抵抗の値と考えてよい。Fig.5 から実測値の最適負荷抵抗と計算値はほぼ同一点を示し、同一傾向を持つことがわかる。

Fig4. Coil spacing vs. optimal resistance and capacitor relation.

また、最適容量 C についてであるが、コイル間のギャップを 0, 2, 4, 6, 8, 10mm としたときのコンデンサの値と伝送効率の関係を Fig.6 に示している。■ で表しているのが計算値である。Fig.5 の場合と同じように実測値の最適容量はそれぞれの曲線のピークとなる点(最大効率を表す点)のときのコンデンサの値である。この Fig.6 からわかるように実測値の最適容量と計算値はほぼ同一点を示し、同じ傾向を持つ。

以上から式の計算値により求めた最適負荷抵抗と最適容量が実測値とほぼ一致することが得られ、計算の妥当性が得られた。

Fig.5 Load resistance and efficiency.

Fig.6 Value of capacitor and Efficiency.

4. 周波数による最大効率の維持

今まではコンデンサの値がコイル間のギャップとともに変化させることを考えてきた。しかし、実際はコンデンサをギャップの変化とともに随時入れ替えるのは非常に困難であることから、周波数に着目し最大効率を維持する方法について検討を行った。上記の最適容量の式から周波数 f について式を変形し、(4) 式を得た。

$$f = \sqrt{\frac{L_2}{4\pi^2 C} \frac{1}{L_2^2 + M^2}} \quad (4)$$

一般には、コイル間のギャップはコイル密接時、つまりはギャップが 0mm から無限大までである。ギャップが 0mm のときの相互インダクタンスを M_0 で表すとする、その最大効率を維持する周波数の範囲について (5) 式を得た。

$$\sqrt{\frac{L_2}{4\pi^2 C} \frac{1}{L_2^2 + M_0^2}} \leq f < \frac{1}{2\pi\sqrt{L_2 C}} \quad (5)$$

ここで、用いた試作コイル、等価回路は密結合近くを想定しているのでギャップを 10mm までと限定すると (6) 式が得られる。

$$\sqrt{\frac{L_2}{4\pi^2 C} \frac{1}{L_2^2 + M_0^2}} \leq f \leq \sqrt{\frac{L_2}{4\pi^2 C} \frac{1}{L_2^2 + M_{10}^2}} \quad (6)$$

また、周波数が 100kHz、ギャップが 6mm のときのコンデンサの値 $C=0.189[\mu\text{F}]$ を想定して、ギャップが 0mm と 10mm のときの回路定数を (6) 式に代入すると次の (7) 式が得られる。

$$86.6[\text{kHz}] \leq f \leq 104.2[\text{kHz}] (0 \leq g \leq 10[\text{mm}]) \quad (7)$$

とすれば、最大効率を維持できる。この関係を Fig.7 に示す。

Fig.7 Coil spacing vs. frequency.

最大効率を維持できる（補正できる）周波数の範囲はごく小さな範囲であった。これにより、コンデンサでの効率の改善後には、大きな周波数範囲でなく、小さな範囲の変化で最大効率を維持できることがわかった。

5. まとめ

経皮的電力伝送時における効率を改善するために、コンデンサを並列に接続し、その検討で用いる計算式と実測値を比較して確認した。また、並列接続の場合にも電力の伝送が確実に行われることが確認された。その後、コンデンサで伝送効率を改善した後、入力周波数の微調整によって最大効率を維持できることを確認した。

文献

- 1) 松木, 椎木, 村上, 山本, 仁田, 橋本: 完全埋め込み型人工心臓用非接触電力伝送の高効率化, 日本応用磁気学会誌, vol. 16, pp. 457-460(1992)