体内埋込型人工心臓用ワイヤレス電力伝送システム

Wireless Energy Transmission Systems for Implantable Artificial Hearts

柴 建次^{*1}(正員)

Kenji SHIBA (Mem.)

Transcutaneous energy transmission (TET) systems can wirelessly supply energy to implantable ventricular assist devices. The energy is transmitted by a transcutaneous transformer through the mutual inductance of two coils i.e. one placed inside the body and the other outside the body. This paper focuses on mechanisms and key features of three types of transcutaneous transformers that were developed by the author. In addition, the impact of electromagnetism on human tissue surrounding air-core-type transcutaneous transformers, and electronic equipment in living organisms were investigated.

Keywords: transcutaneous, wireless power transfer, transformer, electromagnetic, artificial heart.

(2019 年 7 月 23 日受付)

1 緒言

近年、重症心不全患者の治療の一つとして、人工心臓または補助人工心臓が使用されるようになってきた。人工心臓は、人工的に作られた機械式のポンプで血流を生み出すものであり、以前は体外に設置するのが普通であったが、近年は小型化され体内に埋め込まれるようになった。人工心臓の消費電力は 3~20W 程度という、生体にとっては大きな電力である。そのため現在の人工心臓は、ケーブル（ドライブライン）を体外から体内に挿入することで、直接電力を連続供給している（Fig. 1 左）。しかし、ドライブラインの皮膚貫通部から感染が起こるため、ドライブラインが皮膚を貫通せず、皮膚を縫じた状態で体外から体内に電力供給可能な完全埋込型人工心臓システム（Fig. 1 右）の実現が求められている。これが実現できれば、人工心臓システムは完全に体内に入るため、患者の生活の質（Quality of Life）は格段に向上することが期待できる。そのためには、人工心臓を動かすための大きな電力を、どうやって体内に安全にワイヤレス供給するのか、また、体内に埋め込まれた機器とどうやって情報交換するのかという大きな問題があり、本稿では人工心臓の完全埋込化に必要な、ワイヤレス電力伝送技術について解説する。

2 ワイヤレス電力伝送システムの仕組み

ワイヤレス電力伝送の中でも、皮膚越しに電力伝送するものは古くから研究が行われており[1]、経皮エネルギー伝送（Transcutaneous energy transmission; TET）とも呼ばれている。TET は 2 つのコイルを用いるので一種の磁界結合のトランスであるが、一つ目のコイルは皮膚の上に置き、もう一つのコイルは体内の皮膚に埋め込まれ、皮膚越しに電力を送ることから経皮トランス（Transcutaneous transformer）と呼ばれている。

2 つのコイルは、それぞれコンデンサで直列または並列共振させることで、大きな電力を効率良く伝送する。経皮トランスの詳細については、3 章で後述する。

TET システムの全体構成を Fig. 2 に示す。インバータ回路で 400 kHz~1 MHz 程度の高周波に変換され、共振回路と経皮トランスを介して体内に伝送される。体内では再び直流に変換され、人工心臓ドライバ回路や人工心臓に電力供給される。

経皮トランス部分や整流回路等の生体組織に触れる部分で電力の損失が大きい場合、それ自体が発熱するため、接触している生体組織にやけどを引き起こす可能性もあるので、電力損失を最小限にする必要がある。また、磁界で平均 15 W 程度の電力をワイヤレス電力伝送するが、磁界強度が大きすぎたり、伝送周波数が適切でないと、生体組織には、4 章で後述する様々な害がある可能性があり注意が必要である。このように、実使用に向けては様々な問題が残っている。

連絡先：柴 建次，〒125-8585 葛飾区新宿 6-3-1，東京理科大学基礎工部電子応用工学科，
e-mail: shiba@te.noda.tus.ac.jp

^{*1} 東京理科大学

3 ワイヤレス経皮トランスの種類

ここでは筆者らが研究してきた結合方式が異なる3つの経皮トランス（空心偏平型、体外結合型、ウェストリング型）を紹介する。

偏平状の空心コイルを2個用いたものを空心偏平型経皮トランスという。東京理科大で試作した空心偏平型トランスの写真を Fig. 3 に示す。直径4~7 cm程度の渦巻き状の体内用コイル（受電コイル）と、それより一回り大きい直径6~10 cm程度の渦巻き状の体外用コイル（送電コイル）からなる。体内用コイルは、皮膚から5~20 mm程度体内に入ったところに埋込まれ、体外用コイルは体内用コイルが埋込んである真上の皮膚に、衣服やサポーターなどを利用して装着される。コイル線材は、損失をできる限り少なくするため、直径が0.05 mm程度のポリウレタン皮膜銅線を100本以上束ねた銅リッツ線を用いる。ただ、空心のままでは大きなインダクタンスが得られにくいいため、コイルの上に、比透磁率の高い磁性体ブロックや磁性線を重ねたものもある[1]。経皮トランス間の伝送効率、挟む皮膚の厚さが8 mm程度と薄い場合には92%程度が得られている[2]。

リング状の受電コイルに、半分に切断したトロイダル型のフェライトコアをクランプさせて用いるものを体外結合型経皮トランスという。試作した体外結合型経皮トランスの写真と装着イメージ図を Fig. 4 に示す。体外コイル（送電コイル）には直径25~40 mm程度のMn-Zn系フェライトコアに銅リッツ線を均等巻きしたものを用い、体内コイル（受電コイル）には、銅リッツ線を直径30 mm程度に集中巻きしたものを用いる。リング状の受電コイルは、周りを皮膚で覆った状態を保ちつつ、一部が突き出る形を取る。裏側も皮膚で縫い合わせるため、大きなピアスの穴があいたような形となる。完全に綴じた皮膚で覆われるため、感染症を気にする必要はなく、動物実験などもすでに行われている[3]。経皮トランス間の伝送効率は、安定的に98%程度得られている[4]。

体外コイルを胴体に巻き付けて、体内コイルを体内の臓器の隙間に入れるタイプのものをウェストリング型経皮トランスと呼んでいる。試作した体外コイル（送電コイル）と体内コイル（受電コイル）の写真を Fig. 5 に示す。いずれのコイルも銅リッツ線で作られており、特に体内コイルはフレキシブル性があるため臓器を痛めず体内に留置できる構造となっている。写真の

コイルは体外コイルが直径290 mm、体内コイルは直径110 mmである。経皮トランス間の電力伝送効率は、最大78%程度得られている[5-6]。

空心偏平型経皮トランスの課題は、体動によりコイルが少しでも横方向にずれてしまうと（Fig. 3 の写真では、受電コイルがやや左にずれている）、磁気結合度は急激に低下することである。コイルの直径の1/3程度ずれただけで磁気結合度は半分程度になり、受電電力も50%程度になってしまう。これに対して、体外結合型経皮トランスは、体動で送電コイルと受電コイルの位置や向きが変わっても、ほとんどの磁束がトロイダル型フェライトの中を通過し、それをすべて受電コイルで受け取るため、常に高い磁気結合度が得られる（0.95~0.98）。また、ウェストリング型の場合も、磁気結合度自体は0.05程度と低いが、体動などで受電コイル位置が動いても、受電コイルが常に送電コイルの磁界中にあるため、 ± 0.01 も変化しないので、ある程度の電力を安定的に送り続けることができる[5]。

人体に装着する経皮トランスは、体動によりコイルがずれるのは避けられないことである。しかし、体動による経皮電力伝送の停止は、致命的である。送電コイルと受電コイルの相対的な位置が変化しても、磁気結合度が変わらない体外結合型やウェストリング型は電氣的には優れた構造と言える。

Fig. 1 (A) Conventional energy transmission system and (B) wireless energy transmission system.

Fig. 2 Block diagram of the transcutaneous energy transmission system.

Fig. 3 Air-core transcutaneous transformer.

Fig. 4 Externally-coupled transcutaneous transformer.

Fig. 5 Waist ring type transcutaneous transformer.

Fig. 6 Electromagnetic simulation model of the air-core transcutaneous transformer embedded to the human body.

4 経皮トランスから発生する磁界の電磁生体影響

経皮電力伝送を行う上では、電磁生体安全性を考慮する必要がある。しかしながら、経皮電力伝送の電磁生体安全について、動物などを用いて安全性を確かめた例は大変少なく[3]、きちんとしたデータがそろっていないのが現状である。よって、研究者は、携帯電話などの安全指標によく用いられる国際非電離放射線防護委員会（International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection; ICNIRP）の作成した規制値[7]や、総務省が作った電波防護指針などを参考に、安全性を推定している。ここでは、著者が行った空心偏平型トランスを人に装着した場合の安全性の推定研究について説明する。

磁界の生体作用の主なものに、熱作用と刺激作用があることが知られている。生体組織がある程度の導電率を持っているため、磁界が照射されると渦電流が流れる。この渦電流により生体組織自体が発熱する。これが熱作用であり比較的高い周波数で問題となる。また、電界が照射され生体組織の間に電位差が生じると、神経や筋が興奮する。こちらは刺激作用と言われ、生体組織は低い周波数ほど電位差に対して敏感であるため、比較的低い周波数で問題となる。TET で用いる伝送周波数はコイルのサイズなどから考えると、10 kHz ~ 10 MHz 程度の間と考えるが、この周波数帯はちょうど両方の作用を考慮しなくてはならない周波数帯である。

そこで、筆者らは、ICNIRP や電波防護指針の熱作用と刺激作用の規制値と比べながら経皮電力伝送の安全性を検討してきた。熱作用は生体組織単位質量当たりの電力吸収量で定義され Specific absorption rate (SAR), 刺激作用は体内電界 E_{int} で評価され、それぞれの値は文献[7]に掲載されている。本稿で取り上げた ICNIRP の規制値は、生体影響が開始する実際の値を意味する閾値からは 5~10 倍以上の安全率がかけられた値であるため、本稿で示した ICNIRP の規制値を超しても直ちに危険な領域に達するわけではない。

Fig. 6 に熱作用と刺激作用を調べるために作成した空心偏平型コイルにおける人体埋め込み時の電磁界解析用評価モデルを示す。平均的な男性モデルの鎖骨の下の部分に埋め込む場合のモデルとなっており、皮膚表面から 5 mm の部分に直径 60 mm の受電コイルが埋め込まれている。送電コイルの直径は、90 mm である。Evaluation area A と B は、評価対象領域で、この

Fig. 7 Simulation result of SAR in the evaluation area.

Fig. 8 Simulation result of internal electric field E_{int} in the evaluation area.

部分の SAR と E_{int} を出力し、ICNIRP の規制値と比較した。

結果の一例として、Fig. 7 に SAR の結果を、Fig. 8 に伝送周波数を変えたときの体内電界 E_{int} の値を示す[8]。いずれの伝送周波数においても、受電電力は 15 W、受電電圧は 24 V になるように入力電圧を調節している。この結果、SAR については、300 kHz～1.5 MHz の間では、ICNIRP の規制値を超えてないことがわかったが、曲線を延長していくと 3.3 MHz で規制値を超えることが予想できる。また、体内電界 E_{int} は、300 kHz 以下では Evaluation area A の表皮の部分で ICNIRP の規制値を超えてしまうことがわかる。よって、推定になるが、空心偏平型経皮トランスを用いて、受電電力は 15 W、受電電圧は 24 V の条件で経皮電力伝送を行う場合は、伝送周波数の範囲を 300 kHz～3.3 MHz 付近にした方が良いことになる。

しかしながら、TET の伝送周波数の決定は、生体影響の観点からだけで決めることはできず、システム全体の効率の観点や、不要放射磁界の国際的な規制を考慮した検討も必要となる。

5 結言

TET システムで用いられる 3 種類の経皮トランスと、経皮トランス周辺の生体組織の電磁生体影響の推定研究について解説した。経皮トランスによって、伝送効率や体動に対する磁気結合度の変化の割合が異なることを述べた。また、空心偏平型経皮トランス周辺の生体組織の SAR と体内電界 E_{int} を調べたところ、300 kHz～3.3 MHz において ICNIRP の規制値以下になると見込まれた。著者らは、この周波数範囲に TET の伝送周波数を設定したいと考えている。

しかしながら、TET システムを実用化するには、TET システムから発生する不要放射磁界が国際的な規制値を満たすようにする必要もある。現状では、体外結合型経皮トランスを除いた他の 2 つの経皮トランスは、この規制値を超えてしまっており、今後さらなる検討が必要と考えている。

参考文献

- [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編、電磁駆動型人工心臓、コロナ社、1994。
- [2] T. Kaga, K. Shiba, Measurement of Energy Transmission Efficiency of Air-Core Transcutaneous Energy Transformer in NaCl Solution for Ventricular Assist Devices by Reducing Common-Mode Current in the Range of 200-1500 kHz, *Proceedings of the IEEE Biocas conference*, pp. 604-607, 2017.
- [3] A. Homma, Y. Taenaka, E. Tatsumi, Y. Takewa, *et al.*, Current status of the National Cardiovascular Center totally implantable artificial heart system, *Proceeding of the SICE Annual Conference 2004*, pp. 436-441, 2004.
- [4] T. Shibuya, K. Shiba, Externally-Coupled Transcutaneous Energy Transmission for a Ventricular Assist Device-Miniaturization of Ferrite Core and Evaluation of Biological Effects around the Transformer, *Proceedings of the IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, pp. 206-209, 2013.
- [5] 川口, ウェストリング型経皮電力伝送用受電コイルの小型化, 東京理科大学基礎工学部卒業論文, 2018.
- [6] 柴, 加藤, 鈴木, 名児耶, 補助人工心臓用ワイヤレス電力伝送トランスフォーマの試作—床埋め込み型送電コイルを用いた場合—, *ライフサポート*, Vol. 25, No. 3, pp. 90-100, 2013.
- [7] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, *Health Phys.*, Vol. 99, No. 6, pp. 818-836, 2010.
- [8] K. Shiba, N. E. B. Zulkifli, Y. Ishioka, Analysis of Specific Absorption Rate and Internal Electric Field in Human Biological Tissues Surrounding an Air-core Coil-type Transcutaneous Energy Transmission Transformer, *Journal of Artificial Organs*, Vol. 20, No. 2, pp. 103-109, 2017.