体内埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システム —液体浸漬時における伝送効率と温度上昇の実測—

Transcutaneous Energy Transmission for Artificial Heart —Measurement of Transmission Efficiency and Temperature Rise of Transcutaneous Transformer in the Conductive Liquid—

柴 建次^{*1}(正員), 吉川 秀一^{*2}, 小谷野 純一^{*1}

Kenji SHIBA (Mem.), Shuichi YOSHIKAWA, Junichi KOYANO

Transcutaneous energy transmission is a noninvasive method for supplying power to an implantable artificial heart. However, it is necessary to continue energy transmission using a transcutaneous transformer during bathing because an implantable battery is not yet commercially available. In this study, we evaluated the electromagnetic safety, transmission efficiency, and temperature rise of two types of transformers (air-core-flat type and externally coupled type) immersed in various conductive liquids, with the assumption of bathing and sweating. It was found that, as the liquid conductivity increased, the transmission efficiency decreased; and as the transmission frequency increased, the efficiency decreased significantly. When the transformers were immersed in 0.9% NaCl solution with the assumption of bathing and sweating, the transmission efficiency of each transformer was higher than 94.4% for a transmission frequency of 400 kHz, and the temperature rise was less than 0.3°C. These findings indicate that our transcutaneous transformers can transmit energy to artificial hearts even when immersed in 0.9% NaCl solution.

Keywords: Transcutaneous transformer, Electromagnetic, Temperature rise, Efficiency, conductive liquid.

1 緒言

体外と体内においた一組のコイル (Transcutaneous transformer; 経皮トランス) を用いて電磁誘導を利用して人工心臓へ駆動用電力を非接触且つ非侵襲に供給する方法の一つに、経皮エネルギー伝送システム (Transcutaneous Energy Transmission System; TETS) がある[1-4]。経皮トランスは体外に配置した送電コイルである一次コイルと皮下に配置した受電コイルである二次コイルを完全に独立させた状態で使用でき、感染症の危険性が少なく、またケーブルにより身体が拘束されないため Quality of life の向上が見込めるなどの利点を有している。近年、国内でも保険適用となった補助人工心臓はその数を増しており、それに伴い、TETS の実用化に期待が高まっている。

ところで、TETS を利用する際には、入浴など体外からのエネルギー供給が不可能となった場合に備えて体内にバックアップ用二次電池を配置することが予定されており、今までに、*in vitro*, *in vivo* 評価も行われている[5]。バックアップ用体内二次電池としては、リチウムイオン二次電池が現在検討されているが、体内に埋め込むリスクが高いため、供給元となる企業がな

い。現在市販されている補助人工心臓においても体内二次電池が搭載されているものはないのが現状であり、今後、生体に適合性の高い二次電池が開発されない限り、搭載は難しいと考えられる。

よって本稿では、経皮エネルギー伝送を行いながら入浴する場合を想定し、様々な導電性液体中に経皮トランスを浸けて伝送効率を測定した。また、液体中では経皮トランス間の伝送効率の低下が懸念される。伝送効率が低下すると経皮トランスの一次コイルやその周辺が発熱し、装着者に火傷を負わせてしまう恐れがある。よって経皮トランスの液体中での伝送効率や温度上昇を測定し、液体浸漬時における経皮トランスの電力伝送の安全性について評価を行ったので報告する。

2 経皮エネルギー伝送

TETS に用いられる経皮トランスには大きく分けて、空心偏平型経皮トランス (The Air-core-flat type Transcutaneous Transformer)[1,2]と体外結合型経皮トランス (Externally Coupled Transcutaneous Transformer)[3-4]の2種類が検討されている。Fig. 1にそれぞれの概観を示す。Fig. 1(a)は空心偏平型経皮トランス、(b)は体外結合型経皮トランスを示している。空心偏平型経皮トランスは、送受電コイル共にポリウレタン被膜銅線

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

^{*1}東京理科大学 ^{*2}東京理科大学大学院

からなるリッツ線を扁平に巻いた一対のコイルを用いており、軽量でありかつ薄く体内に埋め込みやすい形状をしているため、患者への負担も小さい特徴がある。一方、体外結合型経皮トランスは、一次コイルとしてトロイダル型の磁性体に同様なリッツ線を密着巻きしたものを用い、二次コイルも同様のリッツ線を D 字型状に巻いたものを用いる。二次コイルの一部は皮下に埋め込み、残りの部分を皮膚で包み込み、アーチ状に体外に突き出す。これを一次コイルを巻いた磁性体でクランプすることで、一次コイルと二次コイルの相対的な位置関係に関わらず、高い伝送安定性が得られる特徴を有している[4]。

Fig. 1 Transcutaneous transformer.

(a) Air-core-flat type transcutaneous transformer

(b) Externally coupled transcutaneous transformer

3 様々な導電性液体中での伝送効率の測定

3.1 経皮トランスの防水加工

実際に経皮エネルギー伝送システムが実用化された場合、経皮トランスには生体適合性のある素材を用いて、防水・絶縁加工が成されることが考えられる。本稿でも、できる限り実際の体内埋込時に近い状態になるように経皮トランスに防水加工を施した。Fig. 2 に防水加工を施した経皮トランスの概観を示す。

本稿の実験で用いた空心扁平型経皮トランスの送受電コイルの仕様を Table 1 に示す。一次コイルの外径は 90 mm、二次コイルの外径は 60 mm であり、内径はどちらも 20 mm とした。一次コイルの巻線抵抗、二次コイルの巻線抵抗、一次側共振用コンデンサの抵抗成分、二次側共振用コンデンサの抵抗成分、一次コイルの自己インダクタンス、二次コイルの自己インダクタンス、コイル間の相互インダクタンスは、それぞれ、

0.67 Ω , 0.028 Ω , 26.8 m Ω , 17.8 m Ω , 61.25 μ H, 16.38 μ H, 14.34 μ H ($K=0.453$) である (400 kHz における LCR メータによる実測値, 相互インダクタンスは JIS C5321 に基づいた測定法)。送電コイルと受電コイルそれぞれを厚さ 0.5 mm の綿製の布で覆い、その上から防水加工として、厚さ 0.1 mm のラミネートフィルム (アコ・ブランド・ジャパン, EVA・PET) で覆った。送受電コイル間隔は皮膚と筋肉の厚さと、経皮トランスを固定するバンドの厚さを考慮して、コイル間に 8 mm のアクリル棒を挿入し、布とパウチフィルムの厚さを含め 9.2 mm とした。

体外結合型経皮トランスは、トロイダル型の磁性体 (Mn-Zn フェライト N30, SIEMENS 社製, 外径 25 mm, 内径 15 mm, 厚さ 10 mm, 断面積 50 mm²) にポリウレタン被膜銅リッツ線束を 10 回均等密着巻きしたものを用い、二次コイルは同様のリッツ線を D 字型状に (D 字の直線部分を 50 mm, D 字の楕円弧の短半径を 30 mm) 9 回巻いたものを用いた。一次コイルの巻線抵抗, 二次コイルの巻線抵抗, 一次コイルの自己インダクタンス, 二次コイルの自己インダクタンス, コイル間の相互インダクタンスは、それぞれ, 57 m Ω , 128 m Ω , 175.74 μ H, 148.93 μ H, 157.78 μ H ($K=0.975$) である (400 kHz における LCR メータによる実測値, 相互インダクタンスは JIS C5321 に基づいた測定法)。防水加工として、一次コイルの巻線及びそのリード線と、二次コイルのリード線は熱収縮チューブ (RS, 1.6 mm to 0.8 mm) で覆った。また、二次コイルをエポキシ樹脂のパテ (セメダイン, エポキシパテ) で厚さが 1 mm 程度になるように覆い、実際の埋込時に近い状態とした。本稿の実験では、これらの防水加工を施した経皮トランスを用いた。

Fig. 2 Waterproofing transcutaneous transformer.

(a) Air-core-flat type transcutaneous transformer

(b) Externally coupled transcutaneous transformer

Table 1 Parameters of the air-core-flat-type transcutaneous transformer.

	Primary coil	Secondary coil
Outside diameter [mm]	90	60
Inside diameter [mm]	20	20
Number of turns	35	20
Litz wire diameter [mm]	0.03	0.03
Number of litz wire	504	1008

3.2 導電性液体中における伝送効率の測定方法

Fig. 3 に空心偏平型経皮トランスの様々な導電性液体中での伝送効率測定の概要を示す。空心偏平型経皮トランスは、コイル間の伝送効率を向上させるため、Fig. 3 のようにコイルに直列にキャパシタを挿入し、直列共振をとった状態で電力伝送を行った。導電性液体は $13\text{ cm} \times 16\text{ cm} \times 16\text{ cm}$ のアクリルケースに液面の高さがアクリルケースの底から 12 cm になるように用意し、その中に防水加工を施した空心偏平型経皮トランスを沈めた状態で電力伝送効率を測定した。伝送効率の測定に用いた導電性液体には、 $0.9\text{ w/v\%NaCl}$ 水溶液（導電率 $\sigma = 1.50\text{ S/m}$ 、比誘電率 $= 1350$ ）、 $6\text{ w/v\%NaCl}$ 水溶液（ $\sigma = 8.27\text{ S/m}$ 、比誘電率 $= 44641$ ）、ボディッシュンパー（Kao, Bioreu, $\sigma = 1.56\text{ S/m}$ 、比誘電率 $= 1545$ ）を用いた。なお、導電率の値は、自作のテストフィクスチャを用いて測定したもので、 3 cm 立方体に 2 枚のチタン板からなる並行平板でサンプルを挟み、LCR メータ（Hioki, 3532-50）を用いて測定した値である[6]。また、この値は導電率計で測定した値とほぼ等しい（NaCl 水溶液では誤差 5.3% 未満）ことも確認している。ただし、NaCl 水溶液などの比誘電率においては、並行平板でサンプルを挟み LCR メータで測定する方法では、電極に分極が生じ、正確には測定できないことが知られている[7-8]。そのため測定結果は参考値として掲載している。 $0.9\text{ w/v\%NaCl}$ 水溶液は汗、体液、入浴剤入り浴槽水、ボディッシュンパー原液などが付着した場合を模擬しており、 $6\text{ w/v\%NaCl}$ の水溶液は、海水（ 5.3 S/m ）[9]や、強塩泉温泉（有馬温泉の中で最も濃度の濃い源泉、 7.9 S/m ）[10]を模擬している。このため、日常生活の中では、 $6\text{ w/v\%NaCl}$ の水溶液の付着は希で、最大濃度と考えられる。

信号発生器（岩崎通信機, SG-4105）から出力された交流電圧をアンプ（エヌエフ回路設計ブロック, 4205）で増幅し、空心偏平型経皮トランスの送電コイ

ルを介して受電コイルへ伝送し、デジタルオシロスコープ（横河電機株式会社, DL1620）を用いて各入出力電圧を測定した。入出力電流の測定には、電流プローブ（Tektronix, P6021）を使用した。コモンモードノイズを考慮し、デジタルオシロスコープはポータブルバッテリー（大自工業株式会社, SG-3500）を接続し駆動させ、入出力電圧測定には、差動プローブ（Yokogawa, 701921）を用いた。人工心臓を駆動させるのに必要な電力を 15 W と仮定し、負荷抵抗を $38.4\ \Omega$ として、出力電圧を 24 V に固定した時の AC-to-AC エネルギー伝送効率を測定した。比較のため、空気中においても伝送効率を測定した。

Fig. 3 Block diagram of the setup for measuring the transmission efficiency of the air-core-flat-type transcutaneous transformer in a conductive liquid.

体外結合型経皮トランスにおいても同様に二次コイル出力電力が 15 W 時の導電性液体中における電力伝送効率を測定した。体外結合型の伝送効率測定の概要図を Fig. 4 に示す。1 MHz 以上の周波数帯の伝送効率の測定には、電力増幅器（NF 回路設計ブロック, HSA4101）を用いた。

Fig. 4 Block diagram of the setup for measuring the transmission efficiency of the externally coupled transcutaneous transformer in a conductive liquid.

また、コイルが巻線間容量などと自己共振する周波数の測定も行った。経皮エネルギー伝送は、この周波数よりも低い周波数帯を使用する必要がある。測定には、LCR メータ（Agilent, 4285A）を用いた。

3.3 導電性液体中における伝送効率の測定結果

Fig. 5 に空心偏平型経皮トランスの, Fig. 6 に体外結合型経皮トランスの導電性液体中における伝送効率の測定結果を示す。空心偏平型経皮トランス, 体外結合型経皮トランス共に導電性液体の導電率の増加に伴って伝送効率が低下していくことがわかる。これは導電性液体の導電率の増加に比例して, 液体中に流れ出る渦電流損が増加することによって考えられる。

空心偏平型経皮トランスは, 空气中, 各液体中で共通して, 約 400 kHz で最大伝送効率を得られ, 空气中で最大 97.6 %, 6 w/v%NaCl 水溶液中で最大 93.0 % であった。

体外結合型経皮トランスの伝送効率は, 空气中, 各液体中に共通して 1 MHz までは大きな低下は見られず, 1.1 MHz から急激な低下傾向が得られた。最大伝送効率を得られる周波数は, 空气中で 200 kHz, 0.9 w/v%NaCl 水溶液中で 500 kHz, ボディシャンプーで 300 kHz, 6 w/v%NaCl 水溶液中で 300 kHz であった。

コイルの自己共振周波数を測定した結果を Table 2 に示す。水溶液に浸けることにより空气中よりも自己共振周波数は低下した。空心偏平型経皮トランスにおいては 2.94~3.44 MHz 低下, 体外結合型経皮トランスにおいては 0.12~0.22 MHz 程度低下した。コイルの近くに水溶液があることで, 巻線間の容量成分が増加し, 自己共振周波数が低下したと思われる。

次に渦電流損失と周波数の関係を調べるため, (0.9 w/v%NaCl 水溶液中の効率) — (空气中の効率) と, (6 w/v%NaCl 水溶液中の効率) — (空气中の効率) を計算により求め, これらをそれぞれ, 0.9 w/v%NaCl 水溶液中の渦電流損, 6 w/v%NaCl 水溶液中の渦電流損とし, Fig. 7, 8 に示した。Fig. 7 より, 6 w/v%NaCl 水溶液中の渦電流損は, 0.4MHz において最小値を得た。低周波側で増加した理由として, 空心偏平型経皮トランスは共振を用いているため, 低周波においては一次コイル電流が大きくなり (0.2 MHz は約 1.4 A, 0.5 MHz は約 0.46 A), コイル周辺の磁束密度が大きくなる。渦電流損は磁束密度の 2 乗に比例するため, 渦電流が低周波で増加したと考えられる。また, 高周波側で渦電流が増加した理由は, 渦電流損は, 周波数の 2 乗にも比例するためと考えられる。銅損, コンデンサ損失は, 空气中の巻線抵抗, コンデンサの等価抵抗の実測値 (LCR メータとして Hioki, 3532-50 使用) から求めた損失であり, Fig.7 に合わせて示す。銅損が低周波で高

いのは, 共振による一次コイル電流の増加が原因である。その他の損失は, (空气中での伝送効率から求めた全損失) — (銅損+コンデンサの損失) であるが, 測定機器の内部回路を介した寄生電流や電流プローブを原因とする測定誤差の可能性が高いと考えている。その他の損失のさらなる解析については, 今後の課題としていきたい。

Fig. 5 Measurement result of energy transmission efficiency of the air-core-flat-type transcutaneous transformer.

Fig. 6 Measurement result of energy transmission efficiency of the externally coupled transcutaneous transformer.

Table 2 Measurement result of the self-resonance frequency.

	[MHz]			
	Air-core-flat-type transcutaneous		Externally coupled transcutaneous	
	Primary coil	Secondary coil	Primary coil	Secondary coil
Air	6.32	5.79	1.98	1.99
0.9%w/v%NaCl	2.92	2.85	1.77	1.77
6%w/v%NaCl	2.88	2.85	1.78	1.86

Fig. 7 Measurement result of power loss of the air-core-flat-type transcutaneous transformer.

Fig. 8 Measurement result of power loss of the externally coupled transcutaneous transformer.

Fig.8の銅損は、空气中で測定した巻線抵抗の実測値（LCR メータとして Hioki, 3532-50 使用）から求めた損失であり合わせて示す。その他の損失は、（空气中での伝送効率から求めた全損失）－（銅損）から求めた値である。Fig. 8 より、体外結合型経皮トランスは、周波数が高く、かつ、水溶液の導電率が高いほど、渦電流が増加することがわかった。

0.3～1 MHz 以下の範囲では、Fig. 8 の渦電流損が Fig. 7 の渦電流損の半分程度と小さく、体外結合型経皮トランスの方が、水溶液中での使用に強い構造であることがわかった。これは、体外結合型経皮トランスは、ほとんどの磁束が閉じた磁性体（トロイダルコア）

の中を通過するため（水溶液中を通過しない）、渦電流損が水溶液中で生じにくいと考えられる。

最適周波数は一義的に定まらないため、空心扁平型経皮トランスにおいて伝送最適周波数が得られた 400 kHz を伝送周波数と決定し、次の温度測定実験を行った。

4 導電性液体中での経皮トランスの温度上昇の測定

4.1 導電性液体中での温度上昇の測定方法

導電性液体中に経皮トランスを沈めた状態で電力伝送を行うと伝送効率が低下し、二次側の出力を保つために送電側により多くの電流を流す必要が出てくる。流れる電流の増加に伴い送電コイルの発熱が懸念されるため、伝送効率が低下する導電性液体中における経皮トランスの温度上昇を測定した。

Fig. 9 に液体模擬生体中における経皮トランスの温度上昇測定の概要図を示す。16 cm × 50 cm × 13 cm のアクリルケースに経皮トランスを置き、アクリルケースの底から 10 cm まで 0.9 w/v%NaCl 水溶液と 6 w/v%NaCl 水溶液をそれぞれ入れ、恒温水槽用ヒーター（Eyela, NTT-2000）を用いて 37 °C にし、体温を模擬した導電性液体中での経皮トランスの温度上昇を測定した。恒温水槽の金属部分が経皮トランスの電力伝送に影響を与えないように経皮トランスの中心と恒温水槽の距離が 30 cm になるように距離を離して配置した（Fig. 9(b)参照）。温度上昇の測定には、蛍光温度計（安立計器株式会社, FL-2000）と蛍光温度センサ（安立計器株式会社, FS-100）を用いた。蛍光温度センサの測定分解能は 0.1 °C であり、測定前にキャリブレーション補正を行うことで、測定精度 ±0.5 °C ので測定が行える。予め測定しておいた経皮トランスの最大温度上昇が得られる点を測定点とし、送電コイル、受電コイルそれぞれの NaCl 水溶液中での温度上昇を測定した。送電コイルの温度上昇測定点を P_1 、受電コイルの温度上昇測定点を P_2 とし、Fig. 10 に示す。蛍光温度センサは測定点付近に配置した熱電対（Agilent, 34902A）を用いて、校正を予め行った。経皮トランスの電力伝送周波数は、3 節で決まった最適周波数の 400kHz を用いた。

Fig. 9 (a) Overview of the measurement system,
(b) Arrangement of the constant temperature bath and transcutaneous transformer.

Fig. 10 (a) Temperature rise measurement points,
(b) Picture of the measurement setup.

Fig. 11 (a) Temperature rise measurement points,
(b) Picture of the measurement setup.

体外結合型経皮トランスについても同様に 0.9 w/v%NaCl 水溶液と 6 w/v%NaCl 水溶液中における一次コイルと二次コイルの温度上昇を測定した。Fig. 11 に温度上昇の測定点を示す。伝送周波数は 400 kHz を用いた。

4.2 導電性液体中での温度上昇の測定結果

Fig. 12 に 0.9 w/v%NaCl 水溶液中での、Fig. 13 に 6 w/v%NaCl 水溶液中での空心偏平型経皮トランスの温

度上昇の測定結果をそれぞれ示す。なお、グラフの 600 s で通電を開始しており、温度上昇の定義として、(560~600 s の時点の平均温度) - (600 s 以降で記録した最大温度) とした。

温度上昇測定時における NaCl 水溶液中での伝送効率は、0.9 w/v%NaCl 水溶液中で 94.4 %, 6 w/v%NaCl 水溶液中で 92.1 % であった。空気中の伝送効率に比べ、5.5 % 低い 6 w/v%NaCl 水溶液中での電力伝送では、より大きな電流を送電コイルに流す必要があり、銅損による送電コイルの発熱が懸念される。人体を構成する細胞は 42.5 °C (温度上昇では 42.5 - 37.0 = 5.5 °C) を越えると壊死し始めるという報告があり、閾値であるとされるが[11], 伝送効率が低くなる 6 w/v%NaCl 水溶液中においても、送電コイルの 37 °C からの温度上昇は、最大でも 0.2 °C であった。一方、0.9 w/v%NaCl 水溶液中では温度上昇は受電コイルの測定点である P_2 において最大 0.1 °C であった。生体内では、血流が熱を奪う効果を持つことが考えられるため、生体内に経皮トランスが配置される場合でも、温度上昇はこの程度に抑えられると考えられる。

また、同様に Fig. 14 に 0.9 w/v%NaCl 水溶液中での、Fig. 15 に 6 w/v%NaCl 水溶液中での体外結合型経皮トランスの温度上昇の測定結果をそれぞれ示す。温度上昇測定時のそれぞれの NaCl 水溶液中での伝送効率は伝送周波数の 400 kHz において、0.9 w/v%NaCl 水溶液中で 97.6 %, 6 w/v%NaCl 水溶液中で 95.5 % であった。0.9 w/v%NaCl 水溶液中において、一次コイルの磁心であるトロイダルコア上の測定点 P_1 において最大 0.3 °C の温度上昇を得た。また、6 w/v%NaCl 水溶液中においては、同じく P_1 において最大 0.3 °C の温度上昇を得た。6 w/v%NaCl 水溶液中の方が 0.9 w/v%NaCl 水溶液中よりも伝送効率が低いことから 6 w/v%NaCl 水溶液中での温度上昇の方が高くなると考えられるが、0.9 w/v%NaCl 水溶液中の温度上昇と等しい結果となった。これは、蛍光温度計の分解能が 0.1 °C 低く、かつ、測定精度が ± 0.5 °C であることや、光ファイバ先端の取り付け位置の違いなどによる測定誤差であると考えられる。蛍光温度計の精度を考慮した場合、0.9 w/v%NaCl 水溶液中における体外結合型経皮トランスの P_1 において 0.3 °C $\pm$ 0.5 °C が経皮トランス最大の温度上昇となるが、最大でも 0.8 °C となり、これは生体に影響のない範囲の温度上昇であることが示された。

また、体外結合型経皮トランスの方が空心偏平型経皮トランスよりも効率が高いのに、温度上昇が大きく

なっている理由としては、体外結合型経皮トランスの方が、空心偏平型に比べ質量が 2.3 倍、表面積は 0.54 倍であり、質量が大きい割には表面積が小さいため、蓄積された熱が外に逃げにくいためと考えられる。

Fig. 12 Measurement result of the temperature rise of the air-core-flat type transcutaneous transformer in the 0.9 w/v% NaCl solution.

Fig. 13 Measurement result of the temperature rise of the air-core-flat type transcutaneous transformer in the 6 w/v% NaCl solution.

Fig. 14 Measurement result of the temperature rise of the externally coupled transcutaneous transformer in the 0.9 w/v% NaCl solution.

Fig. 15 Measurement result of the temperature rise of the externally coupled transcutaneous transformer in the 6 w/v% NaCl solution.

5 結論

埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システムにおいて、入浴や発汗時など経皮トランスに液体が付着・浸漬した場合を想定し、伝送効率と経皮トランスの温度上昇の面から液体付着時の安全性を検討することを本稿の目的とし、様々な導電性液体中に経皮トランスを沈めた状態での伝送効率や経皮トランスの温度上昇の実測を行い評価した。導電性液体中における伝送効率の測定では、空心偏平型経皮トランスと体外結合型経皮トランスの両方において、導電性液体の導電率に比例し、伝送効率が低下する傾向があることを示し、経皮トランスの種類によって伝送効率低下の傾向が異なることにも言及した。また、液体中においても高い伝送効率を得られる 400 kHz を伝送周波数とし、患者が日常生活の中で触れると考えられる 0.9 w/v% NaCl 水溶液中と、患者が日常生活の中ではほとんど触れることはない 6 w/v% NaCl 水溶液中において効率測定を行った。0.9 w/v% NaCl 水溶液中においては、空心偏平型経皮トランスで 94.4 %、体外結合型経皮トランスで 97.5 % が得られた。体温を模擬した 37 °C 液体中における経皮トランスの温度上昇の実測では、0.9 w/v% NaCl 水溶液中での温度上昇が空心偏平型経皮トランスでは $0.1 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ (測定誤差含む)、体外結合型経皮トランスが $0.3 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ (測定誤差含む) となった。6 w/v% NaCl 水溶液中においても、 0.1°C 増加するかならないか程度の結果となっており、これは生体に影響を与える温度上昇の 5.5°C を大きく下回っていることから、6 w/v% NaCl 水溶液中の電力伝送についても問題ないと考えられる。ただし、6 w/v% NaCl 水溶液中の空心偏平型経皮トランスの場合には、空気中と比べ伝送効率が 5.5% と大きく低下した。入力電圧を調節し

ないと出力電力の低下が生じる可能性がある。よって、これらの結果から、0.9 w/v%NaCl 水溶液中以下の濃度であれば(ボディシャンプー原液, 汗, 体液など含む), 経皮エネルギー伝送を溶液中でも問題無く使用できる可能性が高いと考えられる。

今後の課題として, 空心型経皮トランスのコイルを覆った布と絶縁用パウチフィルムの厚さの検討がある。空心型経皮トランスにおいては, 共振をとるため, コイルに高電圧(本トランスでは, 0.2~1.0 MHz において 111~124V (一次コイル電流×一次コイルのリアクタンス値の計算値))が発生する。このため, 水溶液が接地されている場合は, 布や絶縁用フィルムの厚さが薄い場合には, 高周波電流が通過し, 漏れ電流が水溶液中を流れる可能性がある。絶縁の厚さ, 漏れ電流, 水溶液の種類を詳細に検討していく予定である。さらには総合的な評価として, 動物実験による総合的な評価が必要と考えられる。

(2014 年 3 月 14 日受付, 2014 年 10 月 6 日再受付)

参考文献

- [1] H. Matsuki, M. Shiiki, K. Murakami, T. Yamamoto, S. Nitta, and H. Hashimoto, High Efficient Energy Transmission for Implantable Artificial Heart, IEEE translation journal on magnetism in Japan, pp.187-191, Vol.8, No.3, 1993.
- [2] Waters, B.H., Sample, A.P., Bonde, P., Smith, J.R., Powering a Ventricular Assist Device (VAD) With the Free-Range Resonant Electrical Energy Delivery (FREE-D) System, Proceedings of the IEEE, pp.138-149, Vol. 100, No. 1, 2012.
- [3] K.Koshiji, T. Yazaki, T. Nomura, *et al*, Externally-coupled transcutaneous energy transmission system for a totally implantable artificial heart, Proceedings of the International Conference of the IEEE EMBS 1993.
- [4] 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, Vol. 120, No. 2, pp. 169-175, 2000.
- [5] 内田真樹, 柴建次, 越地耕二, 村井剛次, 角田幸秀, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝, 完全埋込型人工心臓用体内バックアップ二次電池の *In Vitro* と *In Vivo* 評価, 人工臓器, Vol. 29, No. 1, pp. 36-41, 2000.
- [6] 川本敬之, 柴建次, 名児耶薫, 100kHz-1MHz におけるモルタルの電気定数測定, 平成 22 年電気学会全国大会, pp.76-77, 2010.
- [7] ライフサイエンス分野におけるインピーダンスの測定の基礎, Agilent Technologies Application note, <http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5991-1510JAJp.pdf>
- [8] 不均質構造と誘電率, 花井哲也, 吉岡書店, 2000
- [9] http://www.horiba.com/jp/horiba-advanced-techno/hatwave/vol2/f_s_dic/
- [10] 石井, 風早, 安原, 佐藤, 地下水調査から推定される神

戸市周辺の潜在断層, 地質ニュース, 491 号, pp.29-32, 1995.

- [11] (社)日本エム・イー学会 ME 技術教育委員会, ME の基礎知識と安全管理, 南江社, 1995.