

ウェストリング型送電コイルを用いた体内埋込型小型医療機器への無線電力伝送  
-送電コイルの径と電磁生体影響の関係-

Wireless power transfer for implantable small medical devices using electromagnetic induction;  
relationship between transmitting coil's diameter and electromagnetic biological effects

○ 土屋純平（東京理科大学大学院） 岩下龍太郎（東京理科大学大学院） 柴 建次（東京理科大学）

Junpei TSUCHIYA, Dept. of Applied Electronics, Tokyo University of Science  
Ryutaro IWASHITA, Dept. of Applied Electronics, Tokyo University of Science  
Kenji SHIBA, Dept. of Applied Electronics, Tokyo University of Science

**Abstract:** Wireless power transfer (WPT) is used in implantable medical devices. Our WPT system uses inductive link between transmitting coil placed around the waist and receiving coil inside the body. In this research, to determine optimal frequency, the AC-AC energy transmission efficiency  $\eta$  was measured at transmitting frequency of 0.3 to 2.0 MHz at 90 mW load power consumption. A maximum  $\eta$  of 19.2% was obtained at 1.9 MHz. Internal electric field  $E$  and Specific Absorption Rate (SAR) at 1.9 MHz were analyzed by electromagnetic simulation with Method of Moment and Finite Element Method to evaluate adverse health effect caused by electromagnetic fields. To reduce biological effects and transmit more power, transmitting coil's diameter  $d$  was changed from 250 mm to 590 mm. As a result,  $E$  and SAR were reduced from 7.9 V/m, 0.015 W/kg (at  $d = 250$  mm) to 3.6 V/m, 0.003 W/kg (at  $d = 590$  mm).

**Key Words:** Wireless power transfer, Internal electric field, Specific Absorption Rate

1. 緒言

近年，癌センサ，膀胱圧センサ，血圧センサなどの様々な体内埋込型医療機器の研究が行われている。体内埋込型医療機器に一次電池を搭載して機器を駆動させた場合，外科的手術を介した電池の交換が避けられないため患者の負担となる。そのため，体外から体内埋込型医療機器に対して無線で電力を供給する必要がある。そこで，我々はソレノイドコイルを腹部に巻き付けるように装着し，同軸上に配置した体内埋込型医療機器に接続された小型空心偏平型コイルに対して電磁誘導を用いて無線給電を行うウェストリング型電力伝送方式を提案している。

一方，無線給電を行った際人体が電磁界に曝されるため，電磁生体影響を考慮した設計が必要となる。電磁界が人体に及ぼす影響として，電流刺激によって神経や筋の興奮を引き起こす刺激作用と生体組織内でのジュール熱発生によって生体組織温を上昇させる熱作用があり，それぞれ体内電界強度  $E$  [V/m]と Specific Absorption Rate (SAR) [W/kg]で評価され，ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) によって制限値が定められている(1), (2)。

本稿では送電コイルと受電コイルを試作し，周波数を変化させた時の AC-AC 電力伝送効率の実測を行った。最も高い効率が得られた周波数において，本方式が実用化した場合の人体に対する電磁生体影響を電磁界解析ソフトを用いて評価した。この際に，体内の医療機器により大きな電力を給電するために，送電コイルの直径を変化させた時の電磁生体影響の検討を行った。

2. 無線電力伝送システムと電力伝送効率の実測方法

本測定で使用した送電コイル，受電コイルおよび液体模擬生体を Fig. 1 に示す。送電コイルは，直径 290 mm のアクリル製の円筒に導線をソレノイド状に 15 回巻きつけ，外直径は 290 mm とした。受電コイルは 22 回巻きの小型空心偏平型コイルを 3 層に直列接続することにより構成した。小型空心偏平型コイルは 1 層につき，外径 15 mm×20 mm，

内径 3 mm×9 mm の大きさであり，導線には  $\Phi = 0.23$  mm のポリウレタン被膜銅線を使用した。

液体模擬生体はアクリル水槽を 0.25% w/v NaCl 水溶液で満たすことにより作成した。このアクリル水槽の直径は日本人の成人男性の平均の胴体周囲と同じ長さである 240 mm となっている。また，0.25% w/v NaCl 水溶液は 0.4 MHz 時の筋の導電率を模擬した。受電コイルは送電コイルと対面かつ同軸となるように配置した。

ファンクションジェネレータ (Agilent, 33120A) および増幅器 (NF electronic ins., 4025) を電源として送電コイルと接続した。受電回路は液体模擬生体に浸漬させた受電コイルが 100  $\Omega$  の負荷抵抗と接続された構成となっている。送受電側共に直列共振を行うために，フィルムコンデンサ  $C_1$ ,  $C_2$  をそれぞれ挿入した。入力電圧  $V_1$ , 出力電圧  $V_2$  および入力電流  $I_1$  は Oscilloscope に接続された電圧プローブと電流プローブ (TEKTRONIX, P-6022) を用いて測定した。

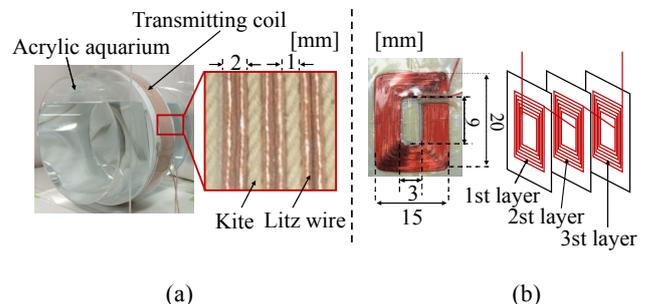


Fig. 1 (a) Transmitting coil and aquarium and (b) Receiving coil.

3. 電力伝送効率の実測結果

Fig. 2 に周波数を変化させた時の AC-AC 電力伝送効率の変化を示す。この結果より 1.9 MHz にて最大電力伝送効率である 19.2% を得ることが確認された。1.9 MHz 以降で効率が低下した理由として，共振で用いたコンデンサの損失が周波数の増加に伴い上昇したことが原因と考えられる。

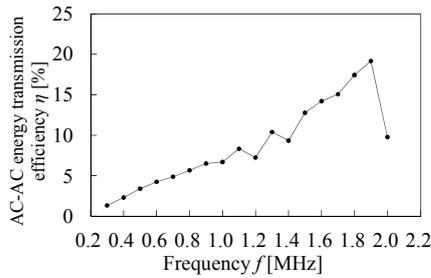


Fig. 2 Measurement result of AC-AC energy transmission efficiency.

#### 4. SAR と体内電界の解析方法

次に，送電コイルから発生する磁界の電磁生体影響を調べるために，電磁界解析（有限要素法，モーメント法）を行った。電磁界解析ソフトには，Altair 社製 FEKO Ver.6.1 を用いた。Fig. 3 に送電コイル装着時の簡易人体モデルを示す。送電コイルはソレノイドコイル形状で，実測で試作したものと同一，幅 42 mm，巻き数 15 回巻き，外直径  $d = 290$  mm を基本モデルとした。発生させる磁界一定に保ちながら，外直径  $d$  に関しては 250～590 mm まで変化させ，電磁生体影響がどのように変わるか調べた。これを行った理由は，従来研究より，基本モデルを用いた解析結果から，Fig. 4 のような体内電界強度  $E$  の分布が得られ，送電コイルの近くの生体組織において電磁生体影響が大きくなるのがわかってきたため，直径を広げることによって，送電コイル内部の磁界分布をより均等化し，送電コイル近くの生体影響を抑制できる可能性があるかと予想したためである。

簡易人体モデルは成人男性の胸を模擬するため，直径 240 mm，高さ 140 mm，各生体組織の厚さは皮膚 4 mm，脂肪 12 mm，筋 208 mm，脳脊髄液 16 mm とした。生体組織部分の解析法として有限要素法を用いた。生体組織の導電率，比誘電率値は周波数によって異なり，Institute for applied physics (IFAC) が定める値を用い，1.9 MHz における皮膚，脂肪，筋，脳脊髄の導電率は 0.26, 0.03, 0.54, 2 S/m とし，比誘電率は 996, 23, 877, 109 とした<sup>(3)</sup>。また，生体組織の密度は，皮膚 1111 kg/m<sup>3</sup>，脂肪 875 kg/m<sup>3</sup>，筋 1304 kg/m<sup>3</sup>，脳脊髄液 1037 kg/m<sup>3</sup> とした。

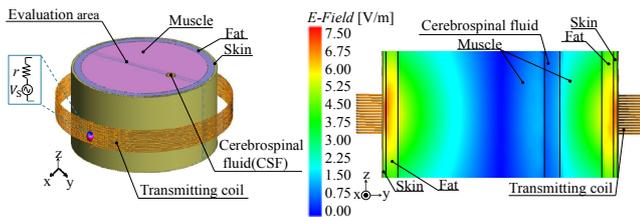


Fig. 3 Analysis model. Fig. 4 Analysis result of internal electric field at 1.9 MHz.

Fig. 3 より，1.9 MHz で電力伝送効率が 19.2% と最大となったため，1.9 MHz の実測条件に沿って電磁生体影響の評価を行った。実測条件を再現するため，1.9 MHz において外直径 290 mm の送電コイルを流れる 1 次コイル電流  $I_s = 0.08$  A から送電コイルの中心部に発生する磁界強度  $H$  を計算した。送電コイルの外直径  $d$  を変化させた際に受電電力を一定とするため，全ての  $d$  において，計算結果  $H = 5.4$  A/m 一定となるよう電源の出力電流を設定した。

#### 5. 解析結果および考察

Fig. 4 に送電コイルの直径を変化させた際の体内電界強度  $E$  と SAR の解析結果を示す。

Fig. 5 より，送電コイルの外直径  $d = 250$  mm の皮膚において，体内電界強度  $E$  は最大 7.9 V/m となり，ICNIRP の公衆暴露の基本制限値 513 V/m を大きく下回った。送電コイルからの距離に近い皮膚，脂肪，筋，脳脊髄液の順で  $E$  は高くなった。 $d$  が大きくなるにつれ  $E$  は減少した。コイルの直径が小さい場合，送電コイル近傍の生体組織が高い電界に曝されるため， $d$  が小さいほど影響が大きくなったと考えられる。最も影響の大きかった皮膚において， $d$  を 250 mm から 590 mm へ変化させたことにより  $E$  が半分に減少した。コイルの直径が大きいくほど， $d$  の変化に対する  $E$  の減少率は下がった。

また， $d = 250$  mm の皮膚において SAR は最大 0.015 W/kg となり，ICNIRP の公衆暴露の基本制限値 2 W/kg を大きく下回った。 $d$  を 250 mm から 590 mm へ変化させたことにより SAR は最大 79% 減少した。

また，体内電界強度  $E$  の解析結果をもとに，供給可能電力を推定した。その結果， $d = 250$  mm に対して  $d = 590$  mm では 4.8 倍の電力が供給可能であることが分かった。

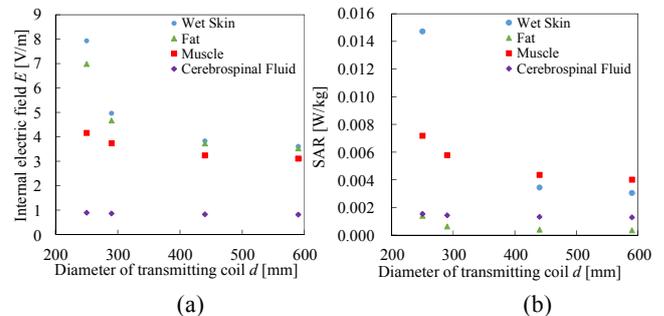


Fig. 5 Analysis result of (a) internal electric field and (b) SAR at 1.9 MHz.

#### 6. 結論

本稿では，ウェストリング型電力送電システムにおいて 90 mW の電力伝送を行い，1.9 MHz で最大 19.2% の AC-AC 電力伝送効率が得られた。また，体内電界強度  $E$  と SAR の解析結果より ICNIRP の公衆暴露の基本制限値未満であった。コイルの直径を大きくすることで電磁生体影響は減少し，供給可能電力が高くなることが確認できた。

#### 7. 参考文献

- (1) International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz), Health Phys., vol.74, no.4, pp.508-509, 1998.
- (2) International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz), Health Phys., vol. 99, no. 6, pp.825-826, 2010.
- (3) Institute of applied physics, Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues, <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php/2016/4/23>.