

体内埋込型小型医療機器のための容量結合型非接触電力伝送

- ボーラス装着有無による体内電界分布の比較 -

Wireless Energy Transmission for Small Implantable Medical Devices using Capacitive Coupling

- Effect of Installation of a bolus on the Internal Electric Field Distribution -

○ 種田敦 (東京理科大学) 柴建次 (東京理科大学)

Atsushi TANEDA, Tokyo University of Science

Kenji SHIBA, Tokyo University of Science

Abstract: Recently, various types of small implantable medical devices have been developed. These devices, although implanted in the human body, require an external energy supply. The aim of this study is to develop a wireless energy transmission system with electrodes attachable to the surface of the human body. A water bag (bolus) was placed between the transmitting electrode and the surface of a human model to reduce the biological effect by electromagnetic field. We developed a simple cubic model of biological tissue to consider and evaluate the effectiveness of the bolus and analyzed the internal electric field and SAR from the electromagnetic field analysis. From the results, it was found that the bolus facilitates the mitigation of the biological effect by absorbing a portion of the highly localized electric field.

Key Words: Energy transmission, Capacitive coupling, Wireless, Internal electric field, SAR

1. 緒言

治療や診断を目的とした数百 μW ~数十 mW 級の体内埋込小型医療デバイスが増えてきている。例えば、埋込型医療機器の中には、心電図計⁽¹⁾、血圧計⁽²⁾、pH センサ⁽³⁾などがある。これらは、電気エネルギーを使って動作する装置であり、電池を搭載している機器であるので、永久使用ができず、手術により電池交換が必要となってしまう。さらに、体内埋込型機器は、患者の負担軽減の点から、機器の小型化など求められてきている。しかしながら、電池駆動の場合は、電池の体積により、大型化が避けられない。そのため、非接触電力伝送技術が必要になってくる。

従来の非接触電力伝送技術として主なものに、電磁誘導を用いたもの⁽⁴⁾があり、体外と体内に1つずつコイルを置き、その電磁誘導を用いて電力伝送している。しかしながら、電力伝送用コイルの周辺部である体表面の受電電力が強くなり、体内深部は受電電力が小さくなるという欠点がある。そのため、広範囲の部位を対象とした電力供給が難しい。

そこで、本研究では、新しく容量結合を用いた非接触電力伝送 (容量結合型非接触電力伝送)⁽⁵⁾を利用して、1組の電極で広範囲の部位を対象とした電力伝送を検討する。

本研究では、FDTD法を用いた電磁界解析により、生体影響を考慮し、体内に埋め込んだデバイスに対しての最大受電電力を求めている。生体影響を軽減するために、送電電極と体表面の間に水袋 (以下、ボーラスと称する) を設置しており、局所的に高い部位の SAR (Specific Energy Absorption Rate) (熱作用の指標で、単位は W/kg) が軽減できていることが、人体モデルの解析結果より確認できている⁽⁶⁾。

本稿では、ボーラスを設置することで生体影響の指標である SAR が軽減できる原因を調べるために、筋組織の長方形型簡易モデルを作成し、ボーラス装着有無による体内電界分布を電磁界解析により求めた。

2. 容量結合型非接触電力伝送

本稿における電力伝送システムの構成図を Fig. 1 に示す。外部電源から体表面に貼り付けた2枚1組の送電電極に高周波電流を流し、体内にある医療機器の受電電極 (2枚1組の貼り付けてある) に電力を供給する。送電電極と受電電極間には人体組織があるが、これは、抵抗とコンデンサで示される (Z_a)。受電電極間には、人体組織を介して流れる短絡電流による損失があるため、これも抵抗とコンデンサで示すことができる (Z_a')。外部電源から高周波電流を流すことによって、一部の電流が医療機器の抵抗 (R_L) に流れ、エネルギー伝送が可能となる。

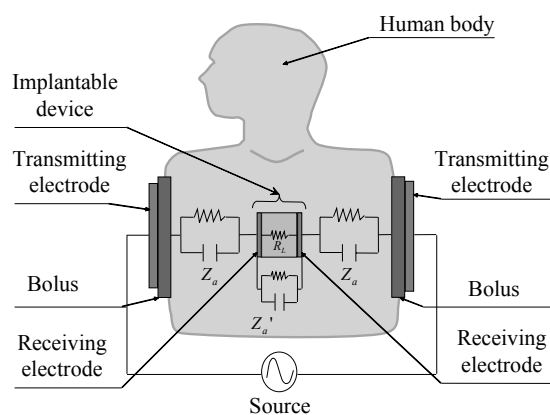


Fig. 1 Capacitive coupling type energy transmission system.

3. 詳細人体モデル用いたボーラス有無の SAR の比較

詳細人体モデルを用いた電磁界解析より、電極のみの場合と、ボーラス付送電電極を用いた場合の SAR の比較を行った。解析条件として、伝送周波数 50 MHz とし、ボーラスの電気定数は、導電率 $\sigma = 0.2$ [S/m]、比誘電率 $\epsilon_r = 80$ とした。これら2つのモデルの SAR の比較のために、受電部の P_2 を一定とした ($P_2 = 1.87$ mW)。Fig. 2 (a)に、電極のみの人体モデルの SAR 分布、Fig. 2 (b)に、ボーラス付送電電極を用いた人体モデルの SAR 分布を示す。

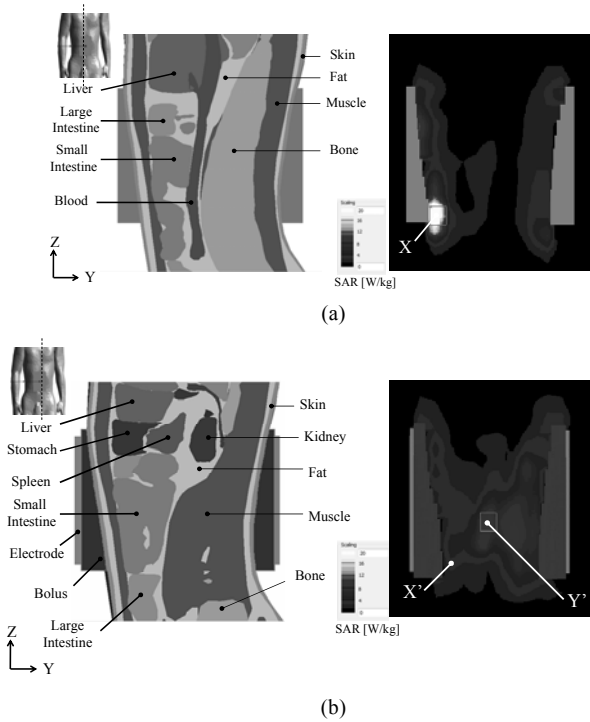


Fig. 2 (a) SAR distribution of only the electrode when P_2 is fixed. (b) SAR distribution of bolus assistant electrode when P_2 is fixed.

その結果、電極のみの場合、最大局所 SAR は、Fig. 2 (a) の X 部で 36.7 W/kg となり、基本制限値である 10 W/kg を大幅に超えていることが確認できた。ポーラス付電極の場合、Fig. 2 (b) の X' 部においては、5.3 W/kg であり、局所 SAR が最大になった Y' 部では、9.9 W/kg と基本制限値内に抑えられていることが確認できた。これらの結果より、ポーラス付送電電極を用いた場合で、生体影響が軽減されていることが確認できた。

4. 筋組織長方形モデル

3 節において、ポーラス付モデルでは、電極のみのモデルに比べて、生体影響が軽減できていることが確認されている。本稿では、生体影響が軽減できた原因を突き止めるため、長方形型の筋組織を模擬したモデルを用いて検証を行った。Fig. 3 は、それぞれ長方形型の筋組織を模擬しており、電極（幅 50 mm）、ポーラス（幅 30 mm）も同様に模擬した。筋の導電率 $\sigma = 0.68$ [S/m]、比誘電率 $\epsilon_r = 77.1$ とし、ポーラスの電気定数は、 $\sigma = 0.2$ [S/m]、 $\epsilon_r = 80$ とした。

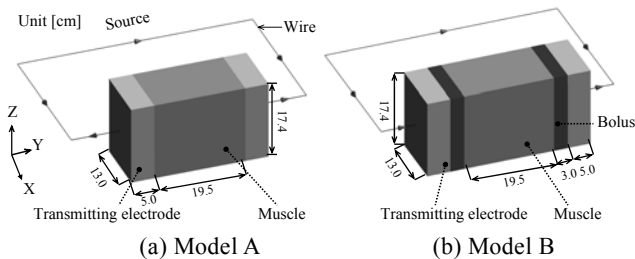


Fig. 3 Simple model of muscle for bolus effect examination. (a) Simple model of only the electrode. (b) Simple model of bolus assistant electrode.

4-1 簡易モデルによる体内電界分布

ポーラス装着有無の電界分布を比較し、生体内に及ぼす

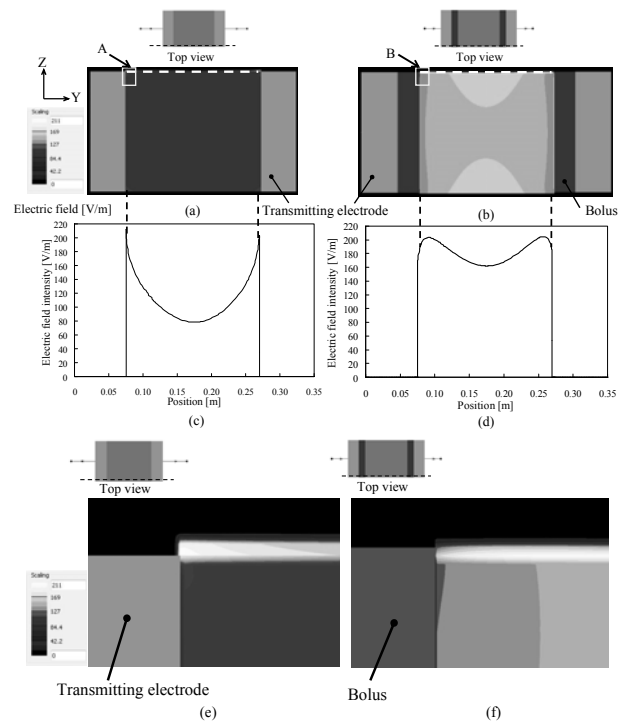


Fig. 4 (a) Electric field distribution of only the electrode when E_{max} is fixed. (b) Electric field distribution of bolus assistant electrode when E_{max} is fixed. (c) Electric field intensity on dashed line of (a). (d) Electric field intensity on dashed line of (b). (e) Electric field distribution of edge of an electrode. (f) Electric field distribution of edge of bolus.

電界作用を検証する。Fig. 4 に、簡易モデルにおけるポーラス装着有無の体内電界強度分布および分布図における電界強度を表したグラフを示す。比較条件として、それぞれの最大電界強度が同じ値 ($E = 211$ V/m (RMS)) となるように入力電力を調節した。Fig. 4 (a) は電極のみの場合の電界強度分布、(b) はポーラス付モデルにおける電界強度分布であり、(c) は、(a) の白い点線部分における電界強度、(d) は、(b) の白い点線部分における電界強度を示している。それぞれの点線部分は、電界強度が最大を示した位置となっている。Fig. 4 (e) は、(a) における電極の A の部分の電界強度分布を示し、Fig. 4 (f) は、ポーラス装着時のポーラスの B の部分の電界強度分布を示している。その結果、Fig. 4 (c) より、電極のみの場合、電極と筋組織の淵の部分で極端に電界強度が高いことがわかる。Fig. 4 (e) からも、電界強度分布が淵の部分から強く放射されていることが分かる。Fig. 4 (d) より、ポーラス付送電電極の場合、ポーラスの淵で電界強度が高くなっているが、電極のみのモデルと違い、B 部分での電界分布が和らげられていることが確認できた。Fig. 4 (f) からも、電極のみのモデルと違い、エッジ部での電界放射が弱められていることが確認できた。また、ポーラスを設置することで、深部まで電界強度が高くなることが分かった。電界強度は、生体影響の指標である SAR に直接関与する値であるので、電界強度分布をみることで、生体影響の要因となる部位を特定できると考えられる。

4-2 簡易モデルによる SAR

Fig. 5 にポーラス装着有無による SAR 分布および分布図における SAR 値を示す。これらも比較のために筋組織内での SAR の最大値も 10 W/kg になるように入力電力を調節し固定した。その際の入力電力、入力電流、伝送周波

Table 1 Each of setup

Model	Input power [W]	Input curren [A]	Frequency [MHz]
A	148	1.45	50
B	33.5	1.61	50

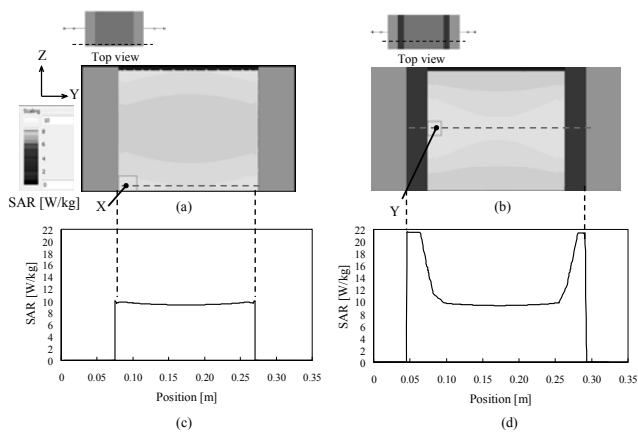


Fig. 5 (a) SAR distribution of only the electrode. (b) SAR distribution of bolus assistant electrode. (c) SAR on dashed line of (a). (d) SAR on dashed line of (b).

数を Table 1 に示す. Fig. 5 (a)は、電極のみの場合の SAR 分布, (b)はボラス付モデルにおける SAR 分布であり, (c)は、(a)の点線部分における SAR 値, (d)は、(b)のボラスを含む点線部分における SAR 値を示している. 点線部分は、それぞれ SAR が最大となる位置を示している.

Fig. 5 (a)の電極のみの場合は、電極のエッジ部の X 部で最大 (10 W/kg)を示していることが確認できた. Fig. 5 (b)のボラス付送電電極の場合は、ボラスと筋組織の接する Y 部で最大値 (10 W/kg)に達していることが確認できた. さらに、ボラス内部の SAR は、筋組織内部より高くなっており、SAR は最大 21.5 W/kg まで達していることが確認できた. ボラス無しの場合は、電極の淵で強められた電界の影響を受け、エッジ部分の SAR が高くなってしまったと考えられる. ボラス有りの場合では、電極の淵で強められた電界は、ボラスにより吸収されるため、電極のエッジ部での SAR が低くなったと考えられる.

5. 結言

ボラス装着無しの場合は、電極のエッジ部で電界強度が極端に高くなってしまい、生体影響も大きくなってしまいが、ボラスを装着することによって、局所的に強く放射される電界を吸収する役目を果たし、生体影響の軽減につながる事が分かった.

参考文献

- (1) Jarno Riistama, Juho Vaisanen, Sami Heinisuo, Jukka Leikkala and Jutta Kaihilahti, "Evaluation of an implantable ECG monitoring device *in vitro* and *in vivo*," *Proc. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp5703-5706, 2007.
- (2) Peng Cong, Wen H. Ko, Darrin J. Young, "Wireless Battery Implantable Blood Pressure Monitoring Microsystem for Small Laboratory Animals," *IEEE Sens. J.*, vol. 10, no. 2, pp. 243-254, Feb. 2010.

- (3) Steve J. A. Majerus, Paul C. Fletter, Margot S. Damaser and Steven L. Garverick, "Low-Power Wireless Micromanometer System for Acute and Chronic Bladder-Pressure Monitoring," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 3, pp763-767, 2011.
- (4) John C Schuder, "Powering an Artificial Heart, Birth of the Inductively Coupled-Radio Frequency System in 1960," *Artificial Organs*, vol. 26, no. 11, pp.909-915, 2002.
- (5) 丸山大海, 檜垣直哉, 柴建次, 体内埋込式小型医療機器を対象とした容量結合型非接触エネルギー伝送—最大受電電力の解析—, *信学技報*, AP2009-177, pp.123-127, 2010.
- (6) 柴建次, 種田敦, 体内埋込型小型医療機器のための容量結合型非接触電力伝送—詳細人体モデルを用いた受電電力の解析—, 第 23 回電磁力に関するダイナミクス講演会講演論文集, pp155-160, 2011.