

数値計算を用いた非接触電力伝送コイル近傍における 植込み型医療機器 EMI 評価法

日景 隆[†] 鈴木琢馬[†] 河村由文[†] 野島俊雄[†]

[†]北海道大学 大学院情報科学研究科 〒060-0814 札幌市北区北 14 条西 9 丁目

E-mail: { hikage, suzuki, kawamura, nojima }@wtmc.ist.hokudai.ac.jp

あらまし 本稿では、数値シミュレーションに基づく植込み型医療機器（植込み型心臓ペースメーカー／植込み型除細動器）の電磁干渉影響（EMI）推定について検討する。10MHz 帯で動作する磁界共振型ワイヤレス電力伝送アンテナ近傍における EMI 特性を評価することを目的とし、磁界共振コイルと人体トルソーファントムからなる数値評価モデルを構築し、ファントム内のペースメーカーコネクタ部における干渉誘起電圧を評価した。解析には、有限要素法を用いた。

キーワード 無線電力伝送, 植込み型医療機器 EMI, 有限要素法

Numerical Assessment Method for Active Implantable Medical Device EMI Triggered by Magnetic Resonance Wireless Power Transmission Antenna

Takashi HIKAGE[†] Takuma SUZUKI[‡] Yoshifumi KAWAMURA[†] and Toshio NOJIMA[†]

[†] Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University

Kita14, Nishi9, Kita-ku, Sapporo, Hokkaido, 060-0814 Japan

E-mail: † { hikage, suzuki, kawamura, nojima }@wtmc.ist.hokudai.ac.jp

Abstract A numerical assessment methodology of active implantable medical device (implantable-cardiac pacemaker / cardioverter defibrillator) EMI triggered by magnetic resonance wireless power transmission (WPT) antennas is discussed. A numerical estimation model that consists of magnetic resonant coils and a human torso phantom including a pacemaker model is constructed. By using Finite element method (FEM), interference voltage induced at the connector of the pacemaker inside the human phantom is calculated. We consider, as an example, magnetic resonance WPT antennas operating the frequency band of 10 MHz in this paper.

Keyword Wireless Power Transmission, Active Implantable Medical Device EMI, Finite element method (FEM)

1. まえがき

MIT(Massachusetts Institute of Technology)の研究グループによる報告[1]以降、磁界共振を利用した非接触電力伝送技術は家電や電気自動車の充電等への応用が期待され、国内外を問わず広く研究が行われている[2,3]. 数 10W から kW 級までの電力給電が可能な非接触電力伝送技術は、様々な機器の利便性を向上させる可能性があり今後の発展が予想されるが、広範な普及の実現には電磁環境適合性(EMC)評価に加え、それら機器を人体の近傍で用いた場合の安全性評価（ドシメトリ評価）が重要である[4,5].

加えて、植込み型心臓ペースメーカーおよび植込み型除細動器（ICD）等に代表される植込み型医療機器については、装着者数が増加しており、また電磁干渉による誤動作が発生した場合に装着者に重篤な被害をもたらす恐れがあるので、干渉影響を正確に測定評価して、問題の生じないよう対応することが必要である。無線機器による植込み型医療機器 EMI(Electromagnetic interference)については、国内外で多くの研究がなされており、特に、携帯電話端末、Radio Frequency

Identification (RFID) や Electric Article Surveillance (EAS) 機器等が植込み型医療機器へ与える影響については詳細な実験調査が実施されている[6]-[8]. また、それら調査結果に基づき影響防止のための指針が提案・運用されている[8].

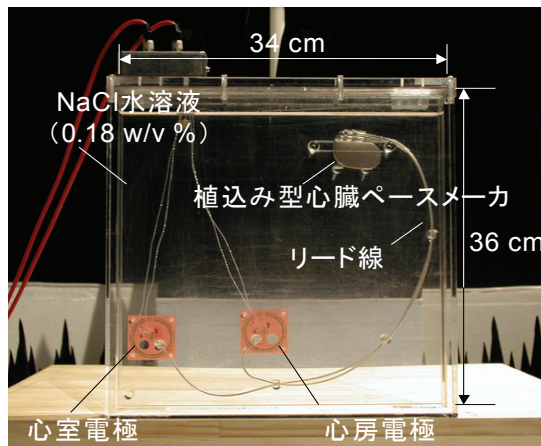
著者らはこれまでに、携帯電話や RFID 機器が植込み型医療機器に与える電磁干渉影響について、多くの心臓ペースメーカーおよび ICD 実機を用いた実験調査や数値解析に基づく影響評価手法の提案を実施している[9,10]. 低い周波数帯における植込み型心臓ペースメーカーの EMI は、変動磁界によりペースメーカー/ICD の入力回路に雑音電圧が発生することに起因すると考えられているため、磁界共振を用いるワイヤレス電力伝送アンテナについては、慎重な干渉評価が求められる。今後、ペースメーカー/ICD 実機を用いた調査検討が必要と考えられるが、本稿ではそのための基礎検討として、数値計算を用いて送受電アンテナコイル近傍における干渉特性の推定を行う。10MHz 帯で動作する代表的なヘリカルコイルアンテナを対向配置し、共振周波数で結合させた場合の電磁界特性を有限要素法 (FEM :

Finite element method)解析により取得する。これまでに携帯端末や RFID の干渉評価試験に用いられている植込み型心臓ペースメーカ EMI 試験用平板型トルソーファントムを再現した数値解析モデルを構築し、共振状態にあるヘリカルコイルアンテナ近傍に位置する場合のペースメーカのコンネクタ部に誘起される干渉電圧の評価を行う。数値解析にはアジレントテクノロジー社製の電磁界解析ソフトウェア EMPro [11]を用いている。

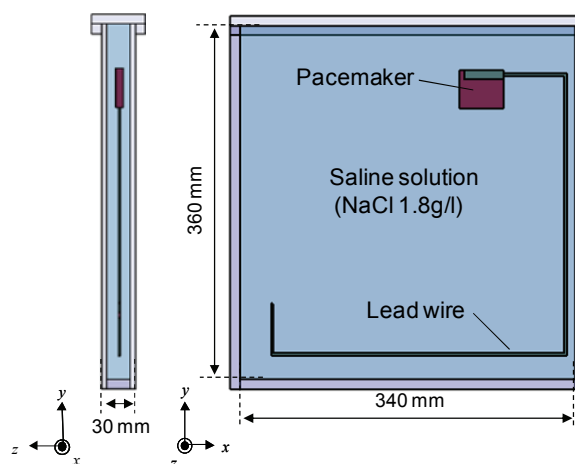
2. EMI 推定のための数値解析モデル

図 1(a)に示す平板型トルソーファントムは Irnich 考案のモデル[6]を基に開発され、これまで RFID や EAS 機器によるペースメーカ EMI 評価試験に用いられている。本稿では、図 1(b)に示す植込み型心臓ペースメーカを含む数値モデル[10]を用いてペースメーカとリードのコンネクタ接続部に誘起される電圧を取得する。計算に用いるファントムの各部の電気定数を表 1 にまとめて示す。コンネクタ部には高インピーダンス負荷(1MΩ)が接続されており、共振コイルアンテナ近傍においてこの負荷に生じる電圧を干渉誘起電圧とする。

文献[1]を基にモデル化した磁界共振型ヘリカルコイルアンテナモデルを図 2 に示す。送受信側のコイルは同一の形状である。コイルの形状パラメータは表 2 の値を用いている。解析における収束性を考慮し、コイル形状は 8 角形とし、断面は 1 辺 3mm の正方形とした。送電側の給電コイル (1 ループコイル) には出力インピーダンス 50Ω の励振電圧源を設置し、受電側の 1 ループコイルには 50Ω の負荷抵抗を直列に接続している。本稿では、送受電コイル間の結合度が変化した場合の特性の違いについても考慮するため、コイル間距離 L を 1.0m および 1.5m とした場合について評価する。なお、有限要素法による解析空間は吸収境界条件で終端されており、解析空間内の各モデルから吸収境界までの距離はいずれの方向に対しても 2.0m となるようにした。表 3 に解析パラメータをまとめて示す。図 3 および図 4 に、コイル間距離 L を 1.0m および 1.5m とした場合の送受電コイル間の伝送特性(S パラメータ)および磁界のベクトル分布をそれぞれ示す。ただし、ここではトルソーファントムを含まない場合の伝送特性を示している。同図より、L=1.5m の場合には 10.8MHz において共振が生じており、この場合の伝送効率は 75%程度となることが分かる。また、コイル間の距離が小さく結合が強い場合に 2 つの共振周波数 ($f_m < f_c$)が生じることが知られているが[2], L=1.0m の場合には、10.7MHz(f_m)および 10.9MHz(f_c)においてそれぞれ共振が生じることが確認できる。また、コイル近傍の磁界分布はコイル間距離および共振周波数によりそれぞれ異なるため、コイルアンテナに対するファントムの設置位置および向きが誘起電圧に大きく影響することが示唆される。



(a) 試験用ファントム



(b) 数値解析モデル

図 1. 植込み型心臓ペースメーカ EMI 試験用平板型トルソーファントム

表 1. ファントムの電気定数

	ϵ_r	σ_E (S/m)
Pacemaker, Lead	P.E.C.	
Saline solution	86.7	0.32
Silicon	3	-
Acrylic case	2.7	-

表 2. コイルパラメータ

ヘリカルコイル巻数	5.25
ヘリカルコイル半径	300 mm
1 ループコイル半径	251 mm
材質	銅

表 3. EMPro(有限要素法)の解析条件

解析周波数	9 - 12 MHz
メッシュ寸法設定	自動
合計メッシュ数	約 60,000

3. 干渉誘起電圧の評価結果

ここでは例として、図 5(a)および(b)に示すようにトルソーファントムを送電コイル背面および送受電コイル間側方に配し、距離 d を変化させた場合の干渉誘起電圧についてそれぞれ評価を行った。ここで、コイル間距離 $L=1.5\text{m}$ の場合には解析周波数帯における誘起電圧の最大値を評価するものとし、コイル間距離 $L=1.0\text{m}$ の場合については、図 6 に示すように f_m および f_e の 2 つの周波数において電圧値のピークが観測されるため、それぞれについて評価を行うこととした。図 7(a)および(b)に、図 5(a)および(b)の配置に対応する干渉誘起電圧の評価結果をそれぞれ示す。ただし、図 5(a)に示すファントム配置で距離 $d=0$ の場合における干渉誘起電圧を 1 として規格化して示している。

これら結果より、図 5(a)に示す配置において、アンテナからの距離 d が約 40cm 以内の場合、干渉誘起電圧は比較的大きな値になることが確認できる。また、 $L=1.0\text{m}$ の場合の誘起電圧は $L=1.5\text{m}$ の場合と比較して低い値となり、共振周波数 f_e においては 50%程度になることが分かる。さらに、図 5(b)に示すファントム配置とした場合の干渉誘起電圧は、図 5(a)と比較して $1/2$ 以下になる一方で、コイル間距離 $L=1.0\text{m}$ の場合の共振周波数 f_m における誘起電圧が他の 2 つの場合に比べて 2 倍程度大きくなることが確認された。

ここで示したように、磁界共振型ワイヤレス電力伝送用の送受電アンテナによるペースメーカー EMI の評価においては、対向コイル間の距離や位置ずれ等による結合の変化で干渉誘起電圧も異なったものとなるため、ペースメーカー/ICD 実機を用いた干渉評価試験の実施においては、その手順が複雑になることが予想される。数値シミュレーションによりこれら条件を変更した場合の基本特性を見積もっておくことができれば、効率的な試験実施が可能となる。今後より詳細な検討を行う。

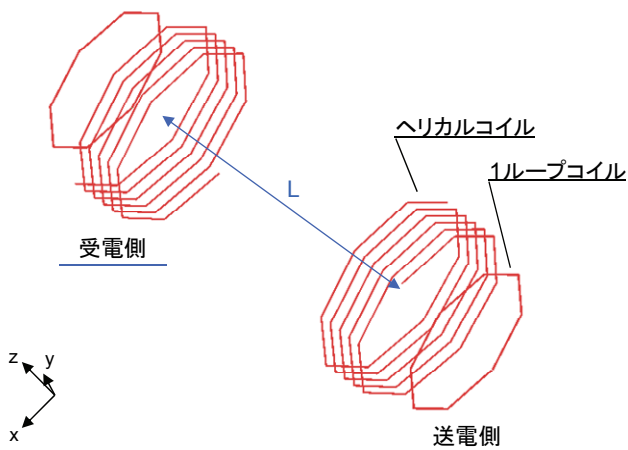
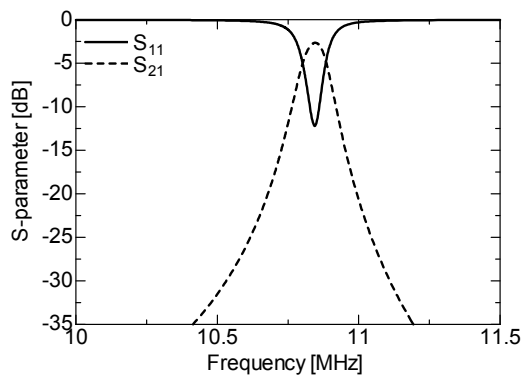
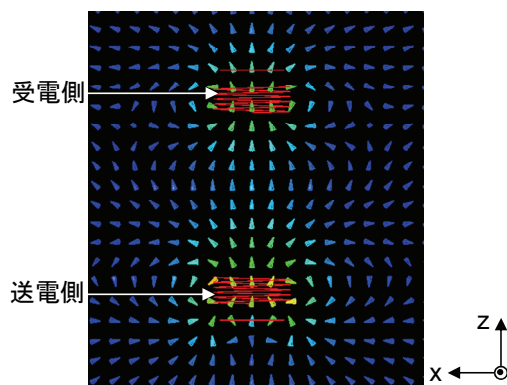


図 2. 磁界共振型非接触電力伝送用コイルモデル

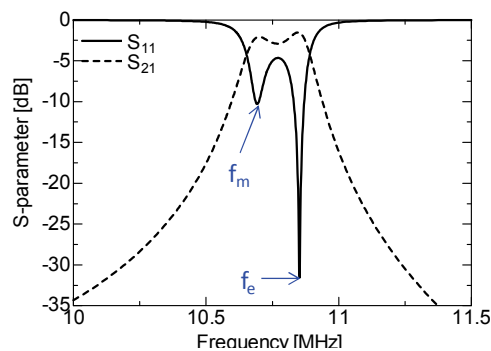


(a) 伝送特性

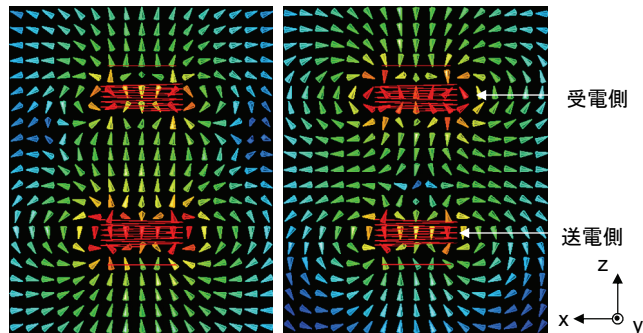


(b) 磁界のベクトル分布(xz面)

図 3. コイル間 $L=1.5\text{m}$ の伝送特性および磁界分布



(a) 伝送特性



(b) 磁界のベクトル分布 (左: f_m 右: f_e)

図 4. コイル間 $L=1.0\text{m}$ の伝送特性および磁界分布

4. むすび

磁界共振型ワイヤレス電力伝送用コイル近傍におけるペースメーカ EMI 評価を目的とし有限要素法による3次元の電磁界解析を実施した。トルソーファントム内に設置されたペースメーカのコネクタ部に誘起される干渉電圧の評価を行った。トルソーファントムの位置および距離に起因した干渉誘起電圧の特性変化を推定した。

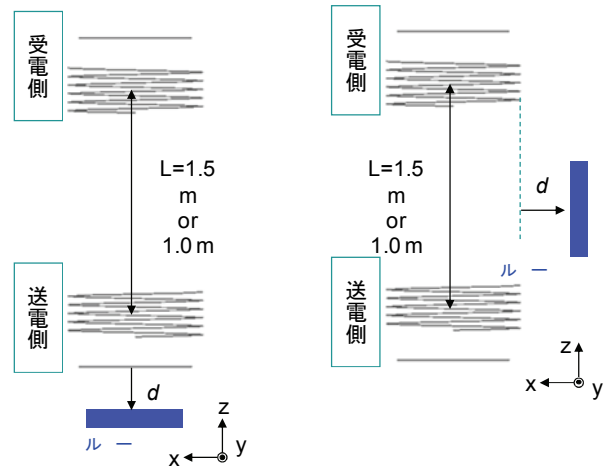
実験による本評価結果の妥当性確認およびアンテナ形状や共振条件を変化させた場合の評価が今後の課題である。

謝辞

本研究の一部は日本学術振興会科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金（基盤研究(C) 2456039102））の援助のもとに行われた。

文献

- [1] A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, J. D. Joannopoulos, P. Fishier, and M. Soljacic, "Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances", *Science*, vol. 317, pp. 83-85, Jul. 2007.
- [2] 居村岳広, 岡部浩之, 内田利之, 堀 洋一, "等価回路から見た非接触電力伝送の磁界結合と電界結合に関する研究", *電気学会論文誌. D*, vol.130, No.1, pp.84-92, 2011.
- [3] H. Hirayama, Y. Okuyama, N. Kikuma, and K. Sakakibara, "Equivalent Circuit of Induction Fed Magnetic Resonant WPT System", *IMWS-IWPT2011 proceedings*, pp. 239-242, 2011.
- [4] S.W. Park, K. Wake, S. Watanabe, "Preliminary Study of Dosimetry for Wireless Energy Transfer System", *Proc. 32nd Annual Meeting The Bioelectromagnetics Society*, P-B-49, Seoul, Jun. 2010.
- [5] Laakso I, Tsuchida S, Hirata A, and Kamimura Y, "Evaluation of SAR in a human body model due to wireless power transmission in the 10 MHz band," *Phys Med Biol*. 57, pp.4991-5002, 2012.
- [6] W. Irnich, L. Bats, R. Muller, and R. Tobisch, "Electromagnetic interference of pacemaker by mobile phones", *PACE*, vol. 19, pp. 1431-1446, Nov. 1996.
- [7] 不要電波問題対策協議会, "～医用電気機器への電波の影響を防止するために～携帯電話端末等の使用に関する調査報告書", 1997.
- [8] 総務省, "電波の医用機器等への影響に関する調査研究報告書", 2001-2011.
- [9] S. Futatsumori, Y. Kawamura, T. Hikage, T. Nojima, B. Koike, H. Fujimoto, T. Toyoshima, "In vitro Assessment of Electromagnetic Interference Due to Low-Band RFID reader/writers on Active Implantable Medical Devices", *Journal of Arrhythmia*, Vol.25, No. 3, pp. 142-152, Jan. 2010.
- [10] T. Hikage, Y. Kawamura, T. Nojima, B. Koike, H. Fujimoto, and T. Toyoshima: "An Assessment Methodology of Active Implantable Medical Device EMI Based Upon Near Field Distribution Analysis," *Proc. IEEE AP-S and USNC/URSI National Radio Science Meeting*, 131.5, Spokane, USA, July 2011.
- [11] <http://www.home.agilent.com>



(a) 送電コイル背面 (b) コイル側面
図5. トルソーファントムの配置例

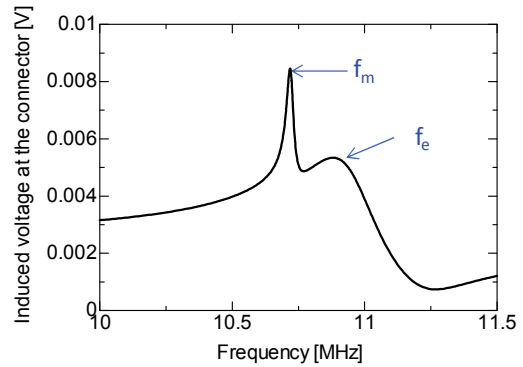
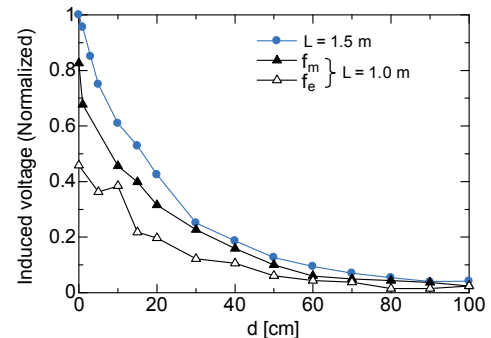
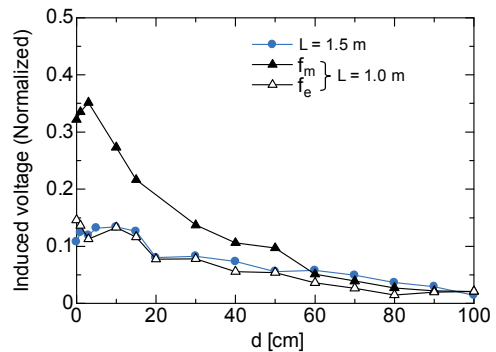


図6. 誘起電圧の周波数特性評価例(L=1.0m)



(a) ファントム配置：送電コイル背面(図5(a))



(b) ファントム配置：コイル側面(図5(b))

図7. 干渉誘起電圧の距離依存性評価結果