

## 研究速報

携帯端末で心臓ペースメーカに生ずる電磁干渉の胴体モデリング依存性

大島 健史<sup>†</sup> 王 建青<sup>†</sup>(正員)

藤原 修<sup>†</sup>(正員)

Dependence on Human Body Modeling of Electromagnetic Interference of Cardiac Pacemaker by Portable Telephones

Takeshi OHSHIMA<sup>†</sup>, Nonmember, Jianqing WANG<sup>†</sup>,

and Osamu FUJIWARA<sup>†</sup>, Regular Members

<sup>†</sup>名古屋工業大学工学部電気情報工学科, 名古屋市

Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,  
Nagoya-shi, 466-8555 Japan

あらまし 日本ペースメーカー協議会で用いられた均質直方体形状の胴体モデルと磁気共鳴像 (MRI) データに基づく解剖学的に正確な胴体モデル (MRI モデル) を対象とし, 埋込みペースメーカのコネクタ部に 900 MHz の携帯端末で誘起される干渉電圧を FDTD 法で解析した。その結果, アンテナ離隔距離を 4.5 cm 以下とした均質直方体モデルは MRI モデルに比べて 25.4% も電磁干渉レベルの過大評価を与え, ペースメーカの携帯端末に対する電磁干渉試験に十分有用であることがわかった。

キーワード 電磁干渉, 携帯端末, ペースメーカ, 人体モデル, FDTD 法。

### 1. まえがき

携帯無線端末による心臓ペースメーカへの電磁干渉 (EMI: ElectroMagnetic Interference) 試験は, 一般には被試験体を人体の胴体モデル内に配置して行われる。人体モデルは, EMI で体内に誘起される電流の影響や人体組織による電波の吸収を反映させる目的で使用される。日本ペースメーカー協議会は, 筋肉組織と等価な電気定数をもつ液体の均質直方体の胴体ファントムを対象として, ファントム内のペースメーカを液面に平行な同一平面内に配置した格好で EMI の試験調査 [1] を行い, この結果からペースメーカ使用者に対する携帯端末使用時の暫定ガイドラインを制定した。しかしながら, ペースメーカは, 本来, 本体を鎖骨下の前胸部の皮下脂肪内, 電極を心臓内部にそれぞれ配置し, 両者はリードと呼ばれる細い導線で鎖骨の下を走る太い静脈に沿って接続されるので, 上述の試験法はペースメーカの実際の装着状況を明らかに反映しておらず, それゆえに単純な均質胴体モデルによる EMI 試験法の妥当性は不明である。

本論文では, 米国ブルックス空軍研究所で全身の

磁気共鳴像 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) データから開発された人体数値モデル [2] に, ペースメーカを医師の指導に従って埋め込んだ胴体モデルを新たに構築, これを対象とした EMI レベルを FDTD (Finite-Difference Time-Domain) 法で数値解析し, この場合の数値結果を均質直方体モデルのそれと比較することで均質胴体モデルを用いた EMI 試験法の妥当性を示す。

### 2. モデルと解析法

携帯端末としては, 半波長ダイポールアンテナを用いた。図 1 (a) は日本ペースメーカー協議会で用いた均質直方体モデルにペースメーカを埋め込んだ状況とアンテナの位置関係, (b) は米国ブルックス空軍研究所の人体全身モデルから取り出した胴体部にペースメーカを埋め込んだ場合をそれぞれ示す。均質直方体は, 寸法が 249 mm × 498 mm × 69 mm で, 筋肉組織で構成されている。ペースメーカは, 本体が 39 mm × 30 mm × 9 mm, リード線が長さ 225 mm, 直径 3 mm であり, 本体, 電極, リード線ともに胴体表面から内部 15 mm の同一平面上に配置し, 完全導体としてモデル化した。なお, (b) の胴体部分の構成組織は 27 種類であり, それらの電気定数は Gabriel のデータから引用した [3]。なお, 解剖学的胴体モデルに埋め込んだペースメーカの配置については, 医師の監修を受けた。この場合の埋込みペースメーカの本体とリード線の直径については, 均質直方体のそれらと同じとしたが, リード線長は 249 mm となった。また, 本体は胴体表面から内部 15 mm の位置に配置したが, リード線は鎖骨の下を走る太い静脈に沿って配置し, 電極は心臓に挿入したので, これらは必ずしも本体と同一平面上にはない。

なお, 携帯端末としての半波長ダイポールアンテナは, 周波数が 900 MHz で  $x-z$  平面において給電点がコネクタ部と一致するように配置し, 胴体表面との離隔距離は  $d$  [cm] とした。また, 出力電力は 1 W とした。

携帯端末によるペースメーカへの電磁干渉は, ペースメーカの電極やリード線が受信アンテナとして働いたために生ずると推定されている。ペースメーカを受信アンテナとしてみなしたとき, コネクタから見たペースメーカの内部インピーダンスを受信アンテナの負荷, 本体と電極リード線を受信アンテナの両エレメントとすれば, 電極リード線と内部回路間のコネクタに誘起される開放電圧が EMI の評価指標となり, そ

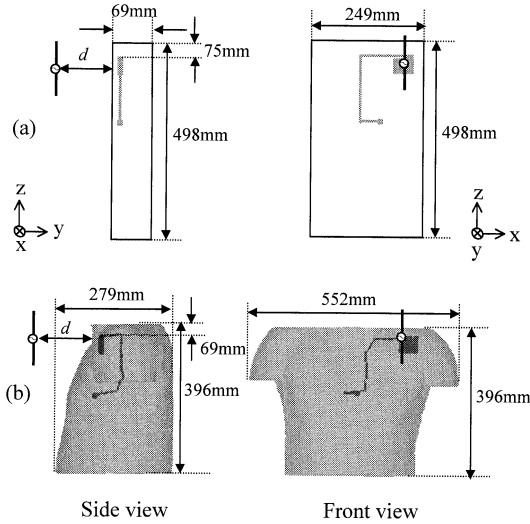


図1 人体胴体にペースメーカを埋め込んだ様子及びアンテナとの位置関係：(a) 均質直方体モデル，(b) 解剖学的胴体モデル

Fig.1 Human torso models with implanted pacemaker : (a) Homogeneous cuboid model, (b) MRI-based anatomical torso model.

れは筆者らの前論文 [4] で示した FDTD 法で計算できる。

### 3. 数値結果と考察

ペースメーカコネクタ部に生ずる干渉電圧の大きさは、アンテナとコネクタとの配置に左右される。図2は、均質直方体モデルに対して、半波長ダイポールアンテナを垂直及び水平に配置したときにペースメーカのコネクタ部に誘起される開放電圧  $V_o$  のアンテナ距離依存性を示す。ここで、横軸はアンテナと胴体表面との距離である。図から、アンテナを水平に配置するときにはペースメーカコネクタ部に誘起される干渉電圧は、垂直配置のときに比べて全体的に5割以上も高くなっていることがわかる。これはペースメーカのコネクタ部（本体とリード線間）が水平方向に配置されていることに起因する。すなわち、コネクタ部の開放電圧は本体とリード線の両金属間の電界で決まるので、アンテナが水平に配置されると、この両者間の電界成分は、アンテナ電流と同方向となって垂直配置に比べて高く誘導されるのである。

このことから、水平配置のアンテナに対してMRIモデルと均質直方体モデルの干渉電圧の解析結果を次に比較した。図3は、MRIモデル、均質直方体モデル内に埋め込まれたペースメーカコネクタ部の開放電

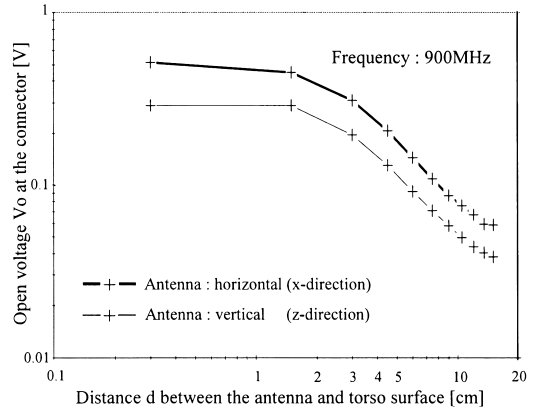


図2 ダイポールアンテナで均質直方体モデル内ペースメーカコネクタ部に誘起される開放電圧のアンテナ距離特性

Fig.2 The open-voltage at the connector of pacemaker versus the distance for the homogeneous cuboid model with different directed antennas.

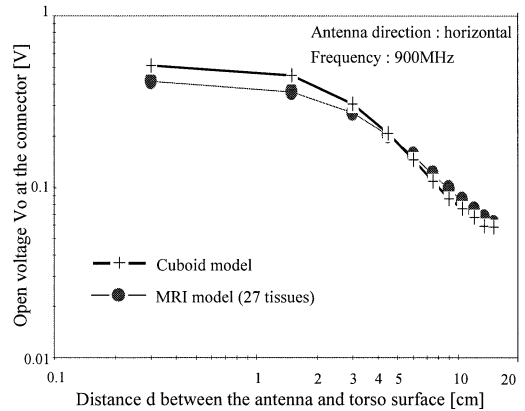


図3 MRI不均質、MRI均質及び均質直方体モデル内ペースメーカコネクタ部に誘起される開放電圧の比較

Fig.3 Comparison of the open-voltage at the connector of pacemaker for the MRI-based heterogeneous, MRI-based homogeneous and homogeneous cuboid model.

圧の距離特性を示す。図から、均質直方体モデルは、組織構造やペースメーカの配置などがMRIモデルで模擬した状況とは大きく異なるにもかかわらず、ペースメーカコネクタ部に誘起された干渉電圧に対しては、アンテナ離隔距離が4.5 cm以下では最大25.4%の過大評価を与え、4.5 cm以上では最悪でも12%程度の過小評価を与えることがわかる。以上によって、携帯端末でペースメーカに生ずるEMI評価には均質直方

体モデルが十分有用であるとの結論が得られる。

なお、胴体に近接したアンテナの入力インピーダンスは、MRI モデルに比べて均質直方体モデルのほうが低い。例えば、アンテナ離隔距離が 1.5 cm のとき MRI モデルに対しては  $75+j27\ \Omega$ 、均質直方体モデルでは  $58+j20\ \Omega$  であった。このとき、1 W のアンテナ電力に対するアンテナ実効電流はそれぞれ 115 mA と 131 mA となり、ペースメーカーへの EMI が電界よりも磁界で支配されるならば、アンテナ実効電流の大きい均質モデルが EMI の過大評価を与えることになる。

#### 4. むすび

日本ペースメーカー協議会で用いられた均質直方体モデルと解剖学的に正確な MRI 胴体モデルを対象とし、埋込みペースメーカーのコネクタ部に 900 MHz の携帯端末で生ずる干渉電圧を FDTD 法で計算した。その結果、アンテナ離隔距離を 4.5 cm 以下とした均質直方体モデルによる干渉電圧は MRI モデルのそれより

25.4% も高く、ペースメーカーの携帯端末に対する EMI 試験に過大評価を与え、有用であることがわかった。今後の課題は、このことの実験的検証と通信で用いられるほか周波数帯での検討である。

#### 文 献

- [1] 豊島 建, 津村雅彦, 野島俊雄, 垂澤芳明, “携帯電話等のペースメーカーに及ぼす影響,” 心臓ペースング, vol.12, no.5, pp.488-497, May 1996.
- [2] <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/hedr.html>
- [3] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies,” Brooks Air Force Technical Report, AL/OE-TR-1996-0037, 1996.
- [4] J. Wang, O. Fujiwara, and T. Nojima, “A model for predicting electromagnetic interference of implanted cardiac pacemaker by mobile telephones,” IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol.48, no.11, pp.2121-2125, Nov. 2000.

(平成 13 年 8 月 3 日受付)