

携帯端末の心臓ペースメーカに対する電磁干渉試験法の人体 MRI 数値モデルを用いた検証

大島 健史[†] 高橋 恵理[†]
 王 建青[†](正員) 藤原 修^{†a)}(正員)

Verification of Electromagnetic Interference Testing of Cardiac Pacemakers by Portable Terminals with an MRI-Based Anatomical Human Model

Takeshi OHSHIMA[†], Eri TAKAHASHI[†], Nonmembers,
 Jianqing WANG[†],
 and Osamu FUJIWARA^{†a)}, Regular Members

[†]名古屋工業大学工学部電気情報工学科
 Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,
 Nagoya-shi, 466-8555 Japan
 a) E-mail: fujiwara@odin.elcom.nitech.ac.jp

あらまし 筆者らの提案した「携帯端末の心臓ペースメーカに対する電磁干渉評価法」を胴体部の簡易モデルとした Irnich らの均質直方体に適用し、「最大干渉距離はアンテナ送信電力の 3 乗根に比例する」との彼らの実験結果を確認した。次に、この結果が現実の人体に対しても適用できるどうかを、ペースメーカを埋め込んだ解剖学的人体全身数値モデルに筆者らの提案手法を適用することで検証した。

キーワード 電磁干渉, 心臓ペースメーカ, 人体数値モデル, FDTD 解析

1. まえがき

携帯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、一般には胴体部の簡易モデルとした均質直方体ファントム内においてペースメーカを表面と平行な平面上で電極リード線が半円状となるように配置して行われる [1] ~ [3]。Irnich らは、このような配置での EMI 試験結果から、ペースメーカが携帯端末から限界の電磁干渉を受ける最大距離はアンテナ送信電力の 3 乗根に比例するとの実験結果を得ている [2]。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、上述試験法はペースメーカの実際の装着状況を必ずしも反映しているとはいえず、それゆえに彼らの実験結果が実際の人体に対して適用できるかどうかは不明である。

本論文では、筆者らのさきに提案した「携帯端末の心臓ペースメーカに対する EMI 評価法」[4] を Irnich らの胴体モデルに適用し、「最大干渉距離はアンテナ送

信電力の 3 乗根に比例する」との彼らの結果を確認する。次に、磁気共鳴像 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) データから製作された解剖学的人体数値モデル [5] に心臓ペースメーカを埋め込んだ新たなモデル [6] を構築し、これに筆者らの EMI 評価法を適用することで Irnich らの実験結果を検証する。

2. EMI 評価法

図 1 は人体内に装着された心臓ペースメーカの EMI に対する等価回路 [4] を示す。ペースメーカを受信アンテナとみなせば、コネクタから見たペースメーカの内部インピーダンス Z_I は受信アンテナの負荷、本体と電極リード線は受信アンテナの両エレメントとみなすことができる。図中の V_o はペースメーカ本体とリード線の間に誘起される開放電圧、 Z_R は本体と電極リード線で構成される受信アンテナの放射インピーダンスである。 V_I はコネクタを通してペースメーカに侵入する妨害電圧であり、これがペースメーカ回路の誤動作源となるが、ペースメーカのコネクタ部分における開放電圧 V_o は、 V_I に直接比例することが知られているので、ペースメーカの EMI レベルの評価指標として用いることができる。なお、開放電圧 V_o は、ペースメーカコネクタ部に十分大きい抵抗を接続し、そこに生ずる電圧を FDTD (Finite-Difference Time-Domain) 法で計算した。

3. 計算モデル

図 2 は人体モデル内のペースメーカ装着状況とアンテナ配置を示す。(a) は Irnich らの胴体部の簡易モデルとした直方体、(b) は人体全身 MRI モデルにそれぞれペースメーカを埋め込んだ状況とアンテナの位置関係を示す。直方体モデルは、筋肉等価物質で構成され、1 辺 3 mm の立方セルから構築されている。ペースメーカは、本体が 39 mm × 30 mm × 9 mm、リード線が長さ 681 mm、直径 3 mm であり、本体、電極、

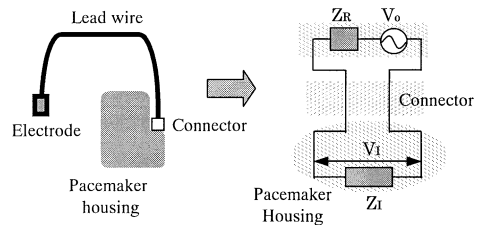


図 1 ペースメーカを受信アンテナとみなしたときの等価回路

Fig.1 Equivalent circuit for a cardiac pacemaker as a receiving antenna.

リード線ともに直方体表面から内部 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。一方、人体全身モデル [5] は、米国ブルックス空軍研究所で成人男性の MRI データから製作したものであり、40 種類の組織、1 mm の空間分解能を有するものである。本計算では、この人体モデルをサンプリングし、直方体モデルと同じ 1 辺 3 mm の立方セルで再構築した人体モデルにおいて、ペースメーカ本体を胴体表面から内部 15 mm の位置に、リード線は鎖骨の下を走る太い静脈に沿ってそれぞれ配置し、電極は心臓に挿入した [6]。この場合のペースメーカの寸法については、均質直方体のそれらと同じとしたが、リード線長だけは 249 mm と短くなった。一方、携帯端末としては、900 MHz の半波長ダイポールアンテナを用い、 $x-z$ 平面において給電点がコネクタ部と一致するように水平に配置し、胴体表面との離隔距離は d とした。なお、Irnich らは図 2 (a) のモデルに対してアンテナをペー

スメーカコネクタ部に平行に配置しており、筆者らの計算 [6] でもコネクタ部に誘起される干渉電圧はアンテナを水平に配置したほうが垂直配置の場合より高くなるので、ここではアンテナを水平に配置した。

4. 結果と考察

アンテナ送信電力と最大干渉距離の関係を図 3 に示す。横軸はアンテナ送信電力を、縦軸はペースメーカに誤動作を起こす最大干渉距離 (ペースメーカ本体とアンテナ間の距離) をそれぞれ示す。同図には、3 種類のペースメーカに対して Irnich らが得た最大干渉距離のアンテナ送信電力依存性 [2] を直線で示し、図 2 (a) の簡易モデルを対象として FDTD 計算で得た筆者らのアンテナ送信電力依存性を、●、▲、■の印で示している。これらの計算結果は、コネクタ部での開放電圧 V_0 が一定のしきい値を超えればペースメーカに誤動作が生ずるものとし、●ではしきい値を 100 mV、▲では 180 mV、■では 550 mV として求めている。図から、計算値の●はペースメーカ A、▲は B、■は C の直線上にほぼ乗っており、最大干渉距離は送信電力のほぼ 3 乗根に比例していることがわかる。このように筆者らの計算結果と Irnich らの試験結果に一致が見られることから、本 EMI 評価法は妥当であることがわかる。次に、上述 3 種類のペースメーカ、すなわち V_0 のしきい値が 100, 180, 550 mV の機種を対象とし、人体全身 MRI モデルでのアンテナ送信電力と最大干渉距離の関係を求めた。この結果を図 4 に示す。図中には、送信電力と最大干渉距離との 3 乗根曲線及び比例曲線も実線で合わせて示している。図から、送信電力と最大干渉距離との関係は電磁干渉を受ける最大距離に依存し、60 mm を超える干渉距離では、3 種類の

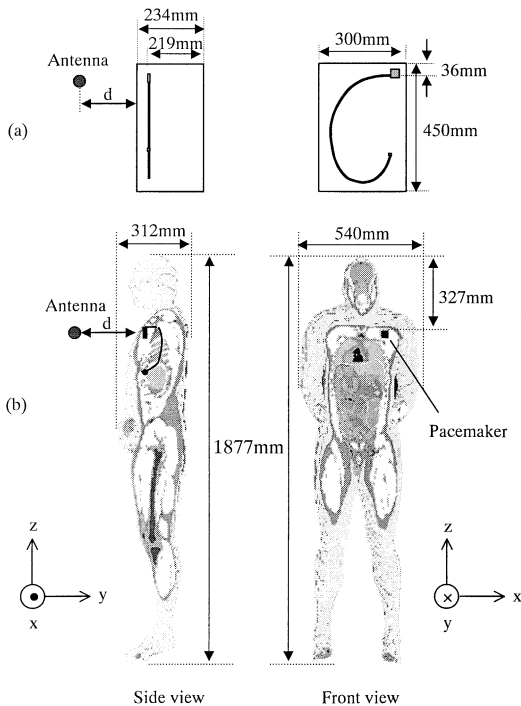


図 2 人体モデルに埋め込まれたペースメーカの装着状況とアンテナ配置: (a) 均質直方体モデル, (b) 人体全身 MRI モデル

Fig. 2 Human body models with implanted pacemaker and antenna configuration: (a) Homogeneous cuboid model, (b) MRI-based anatomical whole-body model.

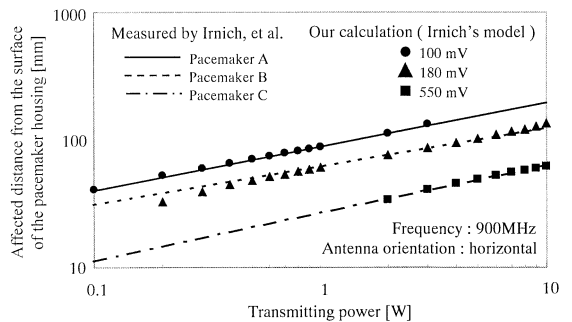


図 3 Irnich らの均質直方体モデルを用いた場合のアンテナ送信電力と最大干渉距離との関係

Fig. 3 Maximum interference distance versus antenna transmitting power for Irnich's model.

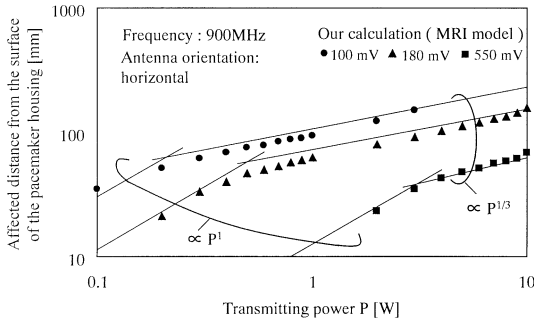


図4 人体全身 MRI モデルを用いた場合のアンテナ送信電力と最大干渉距離との関係

Fig. 4 Maximum interference distance versus antenna transmitting power for MRI based human body model.

ペースメーカーとも Irnich らの実験結果と同じく送信電力の 3 乗根にほぼ比例すること、それ以下の干渉距離ではいずれも送信電力におおむね比例していること、などがわかる。このことは、簡易モデルによる Irnich らの結果は、アンテナが体表面から離れたときは人体に対して適用できるが、アンテナが体表面に近づくときは必ずしも成り立たないことを意味する。しかしながら、体表面に近いアンテナに対するペースメーカーの最大干渉距離が送信電力に比例すれば、3 乗根比例の干渉距離に比して送信電力の増加に対する距離の増大の度合いが大きくなるので、この場合でも Irnich らの結果を人体に適用するときは EMI 試験の立場では安全側の評価に結びつく。

なお、Irnich らのモデルでの電極リード線は人体 MRI モデルのそれの 2 倍以上の長さである。ペースメーカー本体と電極リード線が受信アンテナの両エレメントとして作用するとの干渉機構から、アンテナ電力に対する干渉距離は電極リード線の長さにも依存するものと推定できる。このことを検証するために、人体 MRI モデルでの電極リード線と同程度の日本ペースメーカー協議会のもの(長さ 225 mm)[6]に対して、Irnich らの直方体簡易胴体モデル内で同じ計算を行い、図 3 との比較を行った。その結果、60 mm 以上の干渉距離では両者は類似しているが、それ以下の距離においては Irnich らのモデル(長さ 681 mm)に比べてより大きなアンテナ送信電力を要することがわかっ

た。例えば、図 3 で 30 mm の最大干渉距離(縦軸)に対して、アンテナ送信電力は、100 mV のしきい値で 0.08 mW、180 mV のしきい値で 0.29 W、550 mV のしきい値で 2.84 W となってグラフは右にシフトすることになるので、この干渉距離特性は図 4 の人体 MRI モデルのそれに類似する。

5. むすび

本論文では、胴体部の均質直方体モデルで Irnich らの得た「携帯端末で心臓ペースメーカーに生ずる最大干渉距離はアンテナ送信電力の 3 乗根に比例する」との実験結果が人体に対して適用できるかどうかを、半波長アンテナに対する人体全身 MRI モデルを対象として検証した。その結果、アンテナ送信電力と最大干渉距離との関係は電磁干渉を受ける最大距離に依存し、それが 60 mm を超えるときは Irnich らの実験結果と同じ傾向を示すが、それ以下の干渉距離では送信電力にほぼ比例することがわかった。このことは、アンテナが体表面に近い場合でも簡易モデルで得た Irnich らの結果を適用するときは EMI 試験の立場から安全側の評価を与えることを意味する。本論文で得られた計算知見の実験検証が今後に残された課題となる。

文 献

- [1] Wireless Technology Research, L.L.C., Evaluation of interference between hand-held wireless phones and implanted cardiac pacemakers: Final recommendations for corrective intervention, Washington, DC, Sept. 1996.
- [2] W. Irnich, L. Batz, R. Muller, and R. Tobisch, "Electromagnetic interference of pacemakers by mobile phones," PACE, vol.19, pp.1431-1446, Nov. 1996.
- [3] 豊島 建, 津村雅彦, 野島俊雄, 垂澤芳明, "携帯電話等の心臓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.
- [4] J. Wang, O. Fujiwara, and T. Nojima, "A model for predicting electromagnetic interference of implanted cardiac pacemakers by mobile telephones," IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol.48, no.11, pp.2121-2125, Nov. 2000.
- [5] <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/hedr.html>
- [6] 大島健史, 王 建青, 藤原 修, "携帯端末で心臓ペースメーカーに生ずる電磁干渉の胴体モデリング依存性," 信学論(B), vol.J85-B, no.5, pp.726-728, May 2002.

(平成 14 年 5 月 2 日受付, 7 月 17 日再受付)