

多層媒質モデルを用いたペースメーカー装荷型アンテナの特性解析

高橋 応明^{†a)} 中田 智史^{††} 齊藤 一幸[†] 伊藤 公一^{††}

Characteristics of Antenna on Cardiac Pacemaker Embedded in Multilayered Models

Masaharu TAKAHASHI^{†a)}, Satoshi NAKATA^{††}, Kazuyuki SAITO[†], and Koichi ITO^{††}

あらまし 心臓ペースメーカーが動作プログラムの更新を行う際に、従来用いられてきた電磁結合方式に代わる通信方法として、体内植込み型アンテナを用いて外部機器との間で通信を行うシステムが提案されている。そこで筆者らは、体内植込み型医療用データ伝送システムに割り振られている 402~405 MHz 帯を利用した心臓ペースメーカー装荷型アンテナを検討してきた。本論文では、人体の組織構造が心臓ペースメーカー装荷型アンテナ諸特性に及ぼす影響を評価するため、多層媒質直方体モデルを用いてアンテナ諸特性の数値解析を行った。更に、心臓ペースメーカー装荷型アンテナを高精細数値人体モデル内部に設置し、数値解析により本アンテナの有効性並びに多層媒質直方体モデルの妥当性を検証した。その結果、多層媒質直方体モデルを用いて設計したアンテナは、人体モデルに植え込んでペースメーカー装荷型アンテナとして有効であることを確認した。

キーワード インプラントブルアンテナ, 板状逆 F アンテナ, 心臓ペースメーカー, MICS, FDTD 法

1. ま え が き

心臓に電気刺激を行うことにより致死的不整脈を確実に処置する医療機器として、体内植込み型心臓ペースメーカーが普及している。この電気刺激は、ペースメーカーに記録されたプログラムに従い行われる。そのため、患者の症状に合わせて、定期的に外部機器と通信を行いプログラムの書換えが必要である。

従来のペースメーカーは、主に 100 kHz 程度の低周波の電磁結合により、外部機器と通信を行う機能を有する [1], [2]。低周波の電磁結合による通信距離は数 cm 程度のため、外部機器を患者の皮膚に密着させて使用する必要がある。また、通信速度も数 kbit/s と低いいため、通信時間がかかる。そのため、医師と患者双方の拘束時間の短縮、及び通信時における患者の自由度向上が望まれている。これらの要求を達成するため、

体内植込み型アンテナを用いた高速データ伝送システムが考案されている [3]。本システムは、通信距離及び速度の飛躍的な向上に加え、体内に設置されたアンテナから生体信号等の情報を乗せた電磁波を体外の受信設備に定期的に送信し、電気通信回線を通じて病院の医師等に伝送する体内植込型医療用遠隔計測システム (Medical Implant Telemetry System : MITS) [4] への応用を目指している。

これまで、体内植込み型医療用データ伝送システム (Medical Implant Communications Services : MICS) に割り当てられている 402~405 MHz 帯を使用するアンテナとして、スパイラルアンテナやメアングアンテナなど数例の報告がなされている [5]~[11]。しかし、ペースメーカー本体と体内植込み型アンテナの研究はほとんどなく、更に、ペースメーカーの構造を詳細に模擬し、アンテナの諸特性を評価した例は報告されていない。これまで筆者らは、ペースメーカーをきょう体、リード線、並びに電極と模擬した上で、ペースメーカーの金属きょう体を地板とした板状逆 F アンテナ (Planar Inverted-F Antenna : PIFA) を提案し、数値計算及び実験により数値計算の検証と提案アンテナの有効性を示してきた [12]。その際、この種の研究でよく使用される筋肉の電気定数に 2/3 を乗じた 2/3 筋

[†] 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター, 千葉市
Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, 1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{††} 千葉大学大学院工学研究科, 千葉市
Graduate School of Engineering, Chiba University, 1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: omei@m.ieice.org

肉等価均質媒質 [13] からなる直方体として人体を模擬し、計算結果と実験結果がよく一致することを示した。しかしながら、実際の人体組織は複雑であり、特に人体内部に植え込まれて使用される機器は、その組織構造による影響が大きいと考えられる。しかしながら、解剖学的な人体モデルを用いて設計を行うには、モデルの構築・調整、メモリ、計算時間の点で扱いにくい。

そこで本論文では、生体組織に固有の電気定数や人体の組織構造がアンテナ諸特性に及ぼす影響、特に入力特性に注目し評価するため、人体の組織構造を模擬した多層媒質からなる解析モデルを用い、有限差分時間領域 (Finite Difference Time Domain: FDTD) 法により、アンテナ諸特性の数値解析を行った。また、人体の組織形状が詳細にモデル化されている高精細数値人体モデル [14] を用いて、多層媒質直方体モデルでの解析結果を検証した。更に、ペースメーカ装荷型アンテナの男女間における諸特性の差異を検討するため、数値人体モデルの成人男性モデルと成人女性モデルを用いて数値解析を行い、提案した心臓ペースメーカ装荷型アンテナが十分有効であることを確認した。

本論文の構成は、2. では、人体を多層媒質直方体モデルとして解析を行い、心臓ペースメーカ装荷型アンテナの諸特性を示す。3. では、高精細数値人体モデルを用いてアンテナの諸特性を解析し、多層媒質直方体モデルの妥当性を示す。4. は、まとめとする。

2. 多層媒質モデルでの検討

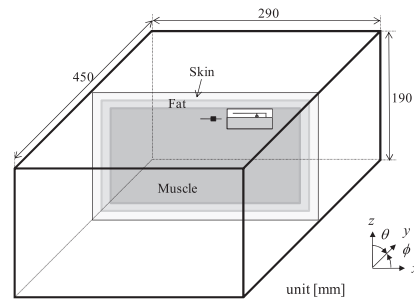
2.1 多層媒質直方体モデル

図 1 に、人体の組織構造を考慮して定めた多層媒質直方体モデルを示す。植込み型ペースメーカが人体胸部に埋め込まれるため、本モデルは、正面方向の利得の変化がない大きさ及び標準体型を参考に成人胴体部の大きさから 450 mm × 290 mm × 190 mm の直方体で人体を模擬し、体表面から皮膚、脂肪、筋肉の 3 組織により構成されている。また、植込み型アンテナの入力特性は組織の層の厚さに大きく影響することから、人体の皮膚の厚さの平均値が 2 mm [15] であることを考慮し、直方体の 6 面すべての表面から 2 mm の深さまでを皮膚層とした。脂肪層の厚さは 6 mm [16] とし、脂肪層の内部はすべて筋肉とした。図 1 (b) に、アンテナの植込み深さを示す。実際のペースメーカは脂肪層にポケットを形成しそこに植え込まれ、その部位だけ盛り上がった状態になる [17]。電流分布が集中するアンテナ放射板は誘電体に覆われており、それら

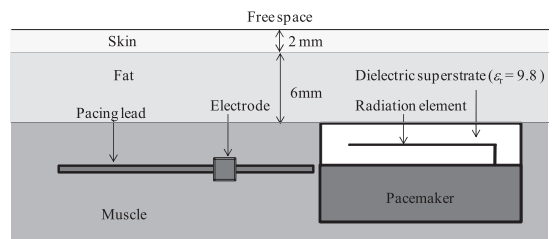
が脂肪層と接していれば電気特性は大きく変化しないため、実験及びモデルの簡易化を考慮して、アンテナの放射板を覆う誘電体の表面が、脂肪層と筋肉層の境界面と一致するようにペースメーカモデルを配置した。各組織の電気定数を表 1 に示す [18]。

2.2 ペースメーカモデル

解析に用いるペースメーカモデルを図 2 に示す。ペースメーカのきょう体部は実際の寸法を考慮し、40 mm × 30 mm × 10 mm の直方体の導体により模擬した。また、図 2 (a) に示すように、ペースメーカに付属しているリード線及び電極もモデル化している [19]。ペースメーカに装着するアンテナは、PIFA であり、その構造を図 2 (b) に示す。筆者らが行った先行研究 [12] をもとに、アンテナの放射板、給電ピンと短絡ピンの



(a) Structure of the phantom



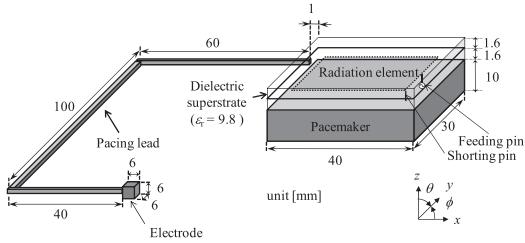
(b) Depth of the implanted antenna

図 1 多層媒質直方体ファントム

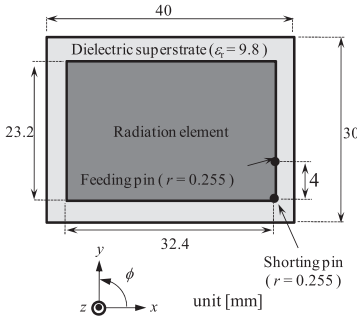
Fig. 1 Multilayered medium rectangular solid phantom.

表 1 各組織の電気定数
Table 1 Electric constant of tissues.

	比誘電率	導電率 [S/m]
皮膚	46.8	0.69
脂肪	5.6	0.04
筋肉	57.1	0.80
2/3 筋肉等価	38.1	0.53



(a) Pacemaker model



(b) Top view of the antenna

図2 ベースメーカーモデルの構造
Fig. 2 Structure of the pacemaker model.

間隔，短絡ピンの半径を，多層媒質モデルにおいて 50Ω で整合がとれるように文献 [20] を参考に調整した．アンテナの放射板は $32.4 \text{ mm} \times 23.2 \text{ mm}$ の導体とし，放射板の周囲を厚さ 3.2 mm ，比誘電率 9.8 の人工骨などにも使用されるセラミックを想定した誘電体で覆った．ここで，誘電体を装荷した理由は，誘電体により素子の表面を流れる電流波長を短縮させ，アンテナを十分に小形化するためと，構造的に強度をもたせ生体から保護するためである．給電ピン及び短絡ピンは半径 0.255 mm の円柱の導体とし，これらのピンの間隔は 4 mm とした．なお，本モデルでは，アンテナ素子の中心を座標原点とした．

数値解析は，FDTD 法 [21] を用いた．解析領域内を不均一セルで構成し，アンテナ及び誘電体における最小セルサイズを $\Delta x = \Delta y = 0.5 \text{ mm}$ ， $\Delta z = 0.4 \text{ mm}$ とし，それらから離れるに従い徐々にセルサイズを大きくし，最大セルサイズは $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 10 \text{ mm}$ とした．給電ピン及び短絡ピンのモデル化に際して，円柱を正確に模擬することが可能なサブセル法を適用した．吸収境界条件は 8 層の PML (Perfect Matching Layer) を用いた．また，給電は，給電ピンとベース

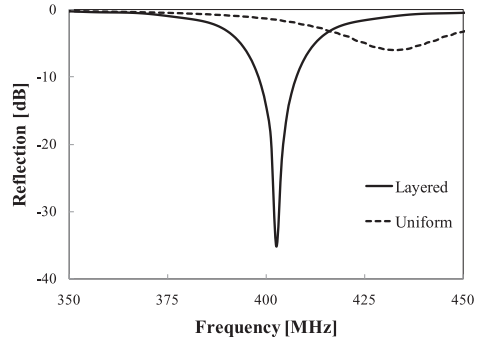


図3 多層媒質モデルの反射係数
Fig. 3 Reflection of multilayered model.

メーカーのきょう体との間に 1 セルのギャップを設け，ギャップ給電を行った．正弦波入力時の給電周波数は 403.5 MHz ，タイムステップは 0.8825 ps とし，入力した正弦波が解析領域内で定常状態となるよう，40 周期分の計算を行った．

2.3 アンテナ特性

図 3 に多層媒質中におけるアンテナの反射特性を示す．体内植込み型アンテナの評価指標については確立されていないため，ここでは，一般的に用いられる -10 dB 以下を，アンテナ動作に関する一つの評価指標とした．反射係数が -10 dB 以下となる範囲は $398 \sim 407 \text{ MHz}$ であり，目標周波数帯である $402 \sim 405 \text{ MHz}$ を十分に満たしている．また， $2/3$ 筋肉等価均質媒質用に設計したアンテナ [12] を，多層媒質中に設置した際の入力特性も併せて示す．多層媒質内では，共振周波数が 431 MHz と高周波化し，目標周波数では整合がとれない．この結果より，人体植込み型機器の設計においては，人体を $2/3$ 筋肉等価均質媒質として扱うのではなく，多層媒質として扱いアンテナを最適化する必要があることが分かる．

本アンテナは，病室内での通信を主目的としているため，通信距離を 8 m と想定している．総務省などの無線規格では，MICS に使用するアンテナの空中線電力が $25 \mu\text{W}$ 以下と規定されている．本研究では，人体植込み型アンテナへの入力電力を $25 \mu\text{W}$ ，受信アンテナ利得を 0 dBi ，伝送速度 800 kbit/s の場合，送信アンテナ利得が -33 dBi のとき，マージン 4.4 dB を確保できる [22]．そのため本論文では，この回線設計に基づき，人体植込み型アンテナ利得が人体正面方向において， -33 dBi 以上を確保していることの確認を行う．

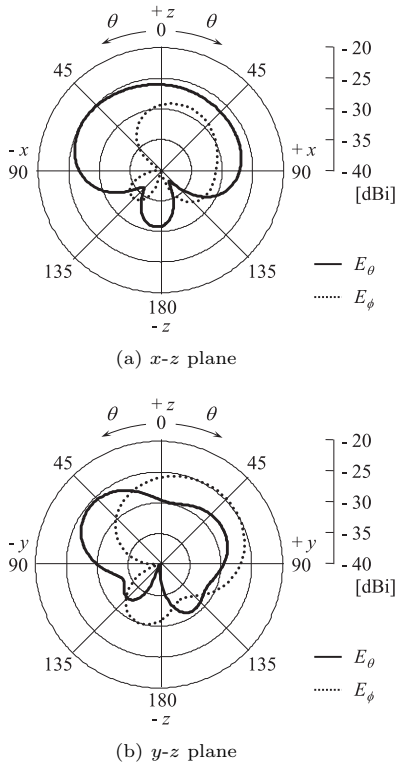


図 4 放射特性
Fig. 4 Radiation patterns of multilayered model.

図 4 に多層媒質直方体モデルにアンテナを植え込んだときの放射特性を示す。利得が -33 dBi 以上を確保する範囲は、 $x-z$ 面で E_θ が $\theta \leq 120^\circ$ 、 $y-z$ 面で E_θ が $\theta \leq 62^\circ$ 、 E_ϕ が $\theta \leq 104^\circ$ であり、 $+z$ 方向における利得は -26.0 dBi である。このことより、人体正面方向において想定した通信が可能であると判断できる。

3. 人体モデルでの検証

3.1 高精度数値人体モデル

2. で提示した多層媒質直方体モデルを用いた心臓ペースメーカー装荷型アンテナの設計の妥当性を検証するために、本節では、人体のモデルとして高精度人体モデル [14] を使用して解析を行った。

本研究において使用した高精度数値人体モデルは、 $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ の均一セルにより構成させる。人体を 58 組織から構成し、各セルにはそれぞれの組織 ID が与えられている。本研究では、各組織の電気定数として、 400 MHz における比誘電率及び導電率を使用した [18]。男性モデル及び女性モデルがあり、そ

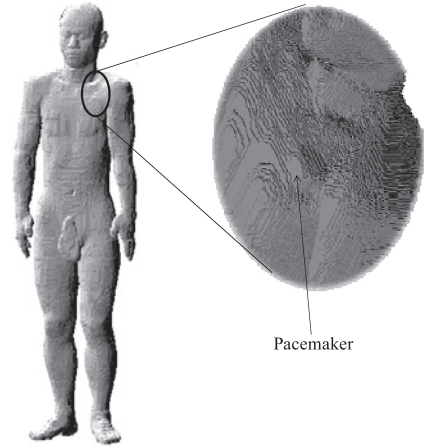


図 5 高精度人体モデルに植え込んだペースメーカー
Fig. 5 Implanted pacemaker in a high-resolution human model.

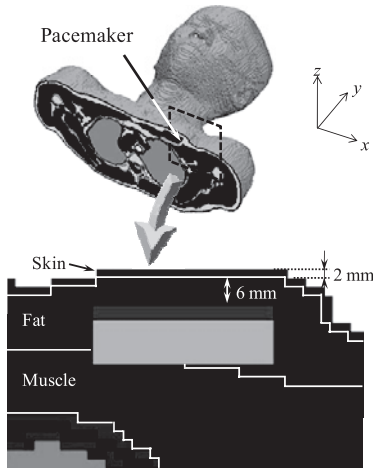
れぞれ日本人の男性及び女性における平均体型を有している。

図 5 に、ペースメーカーが植え込まれた状態の男性モデルを示す。一般的に、ペースメーカーは人体胸部の脂肪層と筋肉層の間に植えられる [17]。そのため、ペースメーカーが植え込まれた患者の胸部には、ペースメーカーによる膨らみが生じる。そこで、人体モデルの胸部をペースメーカーの植込みを想定し、膨らみをもたせるように修正した。また、女性モデルについても同様に修正を行った。図 6 に、男女各モデルにペースメーカー装荷型アンテナを設置した際の、アンテナ中心を通る $x-z$ 面の断面図を示す。アンテナは、皮膚層の内側表面からアンテナの誘電体表面までの距離の最大値が 6 mm となるよう設置した。

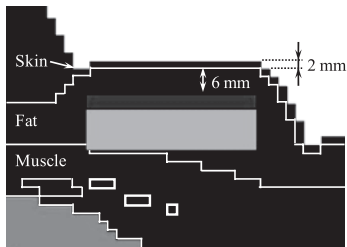
図 7 に、ペースメーカーのリード線及び電極の構造を示す。体内に設置されたペースメーカーのリード線は、一般にペースメーカーから鎖骨下静脈、上大静脈を經由し、右心室の内壁面に到達する。本研究では、人体モデルにおいて、鎖骨下静脈、上大静脈、右心室と推定される部位の内部に、直径 2 mm の角柱完全導体で模擬したリード線を設置した。また、リード線の先端部に存在する電極を $6\text{ mm} \times 6\text{ mm} \times 6\text{ mm}$ の完全導体で模擬し、右心室壁面に接触させた。

3.2 反射特性

人体モデルにペースメーカー装荷型アンテナを植え込むにあたり、図 2 (b) で示した給電ピンと短絡ピン間の距離を 4 mm から 4.6 mm に変更し整合を改善した。



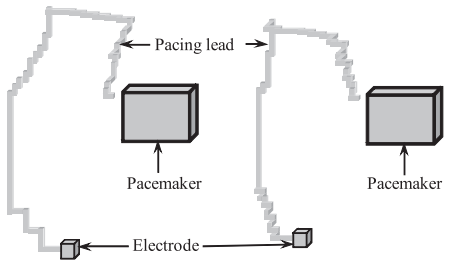
(a) Male model



(b) Female model

図 6 ペースメーカーの植込み位置

Fig. 6 Position of the implanted pacemaker.



(a) Male model

(b) Female model

図 7 ペースメーカーのリード線及び電極の構造

Fig. 7 Configuration of the pacemaker including pacing lead.

図 8 に、男女各モデル内に設置したアンテナの反射特性を示す。また、図 2 で示した多層媒質直方体モデルで設計したアンテナを男性モデルに植え込んだ結果も併せて示す。反射が -10 dB 以下となる範囲は、男性モデル内に設置したアンテナで $397 \sim 406$ MHz、女性モデル内に設置したアンテナで $398 \sim 407$ MHz であり、比帯域はともに 2.3% であった。文献 [12] より、

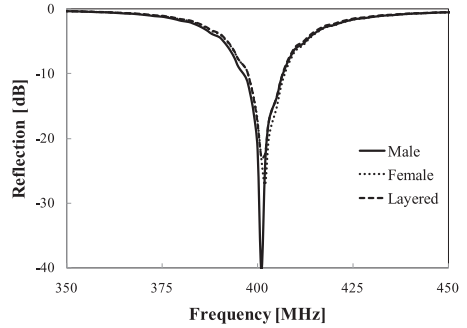


図 8 人体モデル植込み時の反射特性
Fig. 8 Reflection in human models.

$2/3$ 筋肉等価均質媒質内に設置したアンテナの反射が -10 dB 以下となる比帯域は 5.5% であり、人体モデル内にアンテナを設置することにより狭帯域化しているものの、目標とする $402 \sim 405$ MHz を満たしている。多層媒質直方体モデルで設計したアンテナを男性モデルに植え込んだ場合は、反射特性は多少悪化するものの、周波数は変動することなく -10 dB 以下を満たしている。

以上の結果より、男女各モデルで反射特性の差異はなく、更に多層媒質直方体モデルで設計したペースメーカー装荷型アンテナを人体モデルに植え込んだ場合でも同様の特性が得られることから、多層媒質直方体モデルでの設計の有効性が示された。

3.3 放射特性

図 9 に、設計したアンテナを男女各モデル内にそれぞれ設置した際の、放射特性の数値解析結果を示す。図 9(a) は $x-z$ 面における E_θ 、同図 (b) は $y-z$ 面における E_ϕ である。なお、比較のため、図 4 で示した多層媒質直方体モデルの結果も併せて示す。また、図 10 にアンテナの中心を通る $y-z$ 面における電界分布の絶対値を示す。ここで、各電界分布の左に示すモデル簡略図は、電界分布の表示範囲を示す。

図 9(a) より、 $x-z$ 面における放射特性は、男女各モデルにおいておおむね同様の傾向を示しており、人体正面方向に強く放射していることが確認できる。また、多層媒質モデルで設計したアンテナの結果と比較すると、 $x-z$ 面ではほぼ変わらない指向性を示している。人体の横方向である $\pm x$ 方向において、男性モデルのアンテナ利得が、女性モデルのアンテナ利得に比べて、やや低い値を示している。これは、男性の体は女性と比較して、比誘電率が高い筋肉の量が多いため、

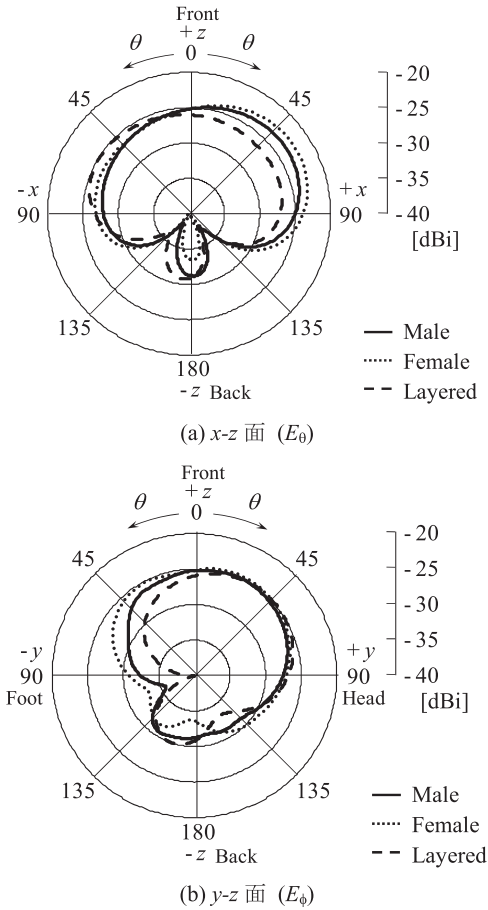


図9 放射指向性

Fig. 9 Radiation pattern of human models.

電磁波の減衰量が大きくなるのが原因である。

図9(b)より、 $y-z$ 面においては、頭方向である $+y$ 方向の放射特性が男女間でおおむね一致していることが確認できる。 $-y$ 方向において、女性モデルの場合の利得が、男性モデルの場合より若干高くなっている。これは、図10より、ペースメーカーの $-y$ 方向には胸部が存在しており、女性の胸部の内部には、比誘電率が低い乳房脂肪の体積が男性と比較して大きいため、脂肪層を導波路として電磁波が胸部から人体の足方向である $-y$ 方向に伝搬しやすいことが原因と考えられる。また、男女間において身長や体格が異なるため、電磁波の経路長に差が生じることが一因である。

人体正面方向($\theta = 0^\circ$)におけるアンテナ利得は、男女各モデルともに -25.1 dBiであった。アンテナ利得が回線設計において通信可否の基準とした -33 dBi

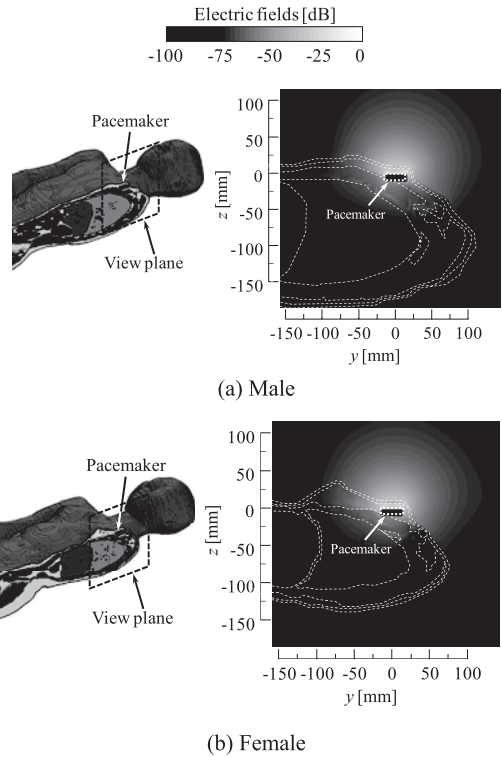


図10 電界分布 $y-z$ 面
Fig. 10 Electric fields.

を上回る範囲は、 $x-z$ 面においては、男性モデルで $\theta \leq 127^\circ$ 、女性モデル $\theta \leq 128^\circ$ であった。 $y-z$ 面においては、男性モデルで $\theta \leq 93^\circ$ 、女性モデルで $\theta \leq 106^\circ$ となった。また、2/3 筋肉等価均質媒質内にアンテナを設置した際の、人体正面方向における利得は -30.7 dBi [12]であり、人体モデル内にアンテナを植え込むことにより、アンテナ利得が高くなり、通信角度範囲も広がる。

以上の結果より、多層媒質直方体モデルを用いて設計したアンテナと高精細人体モデルで設計したアンテナは、高精細人体モデルに植込み時の特性はほぼ同じであり、多層媒質モデルを用いた設計の有効性が示された。また、MICSとして通信に必要な利得を十分に確保できることを確認した。更に、男女のいずれに植え込んでも、ほぼ同じ特性が得られることを確認した。

4. む す び

本論文では、生体組織に固有の電気定数や人体の組織構造がアンテナ諸特性に及ぼす影響を評価するため、

多層媒質直方体モデルを用いて、心臓ペースメーカ装荷型アンテナを設計し、アンテナ諸特性の数値解析を行った。また、多層媒質直方体モデルでの解析を、高精度数値人体モデルを用いて検証し、その有効性を示した。提案した心臓ペースメーカ装荷型アンテナは十分有効であることを確認した。

多層媒質直方体モデルは、解剖学的な人体モデルより扱いやすく、少ない計算資源で計算できる。また、実験的検討も行えるため開発段階では有効性が高い。しかしながら、埋込型通信機器は人体組織構造の影響が大きいので、使用する周波数、使用部位などに応じてモデルの検討が必要である。

今後は、MITSの実現に向け、患者が室内において自由に移動可能であるアンテナの設計が望まれる。そのため、人体後方における利得向上を目指す予定である。

謝辞 本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金基盤研究(C) 21560384の支援を受けて行われた。

文 献

- [1] 坂井孝行, 牧野秀夫, 佐藤栄一, 石井郁男, 中静 真, “体内植込み型装置のための共振型通信方式の検討,” 信学技報, MBE95-65, Sept. 1995.
- [2] 鳥越善雄, 牧野秀夫, 佐藤栄一, 三上信弘, 前田義信, 石井郁夫, “体内植込み型刺激装置における共振型通信方式の改良,” 信学技報, MBE2001-134, Dec. 2001.
- [3] 総務省報道資料, “体内植込型医療用データ伝送システムの技術的要件,” (http://www.soumu.go.jp/s-news/2005/050228_1.html), Feb. 2005.
- [4] “Medical implant communication service (MICS) federal register,” Rules and Regulations, vol.64, no.240, pp.69926-69934, Dec. 1999.
- [5] W.G. Scanlon, N.E. Evans, and J.B. Burns, “FDTD Analysis of close-coupled 418 MHz radiating devices for human biotelemetry,” Phys. Med. Biol., vol.44, pp.335-345, 1999.
- [6] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, “Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.52, no.8, pp.1934-1943, Aug. 2004.
- [7] P. Soontornpipit, C.Y. Furse, and Y.C. Chung, “Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.52, no.8, pp.1944-1951, Aug. 2004.
- [8] 石端恭子, 西木戸友昭, 松原直樹, 齋藤 裕, 稲垣正司, 杉町 勝, “人体ファントム内部に配置された小型アンテナの放射特性,” 2007 信学総大, B-1-51, March 2007.
- [9] T. Karacolak, A.Z. Hood, and E. Topsakal, “Design of a dual-band implantable antenna and development of skin mimicking gels for continuous glucose monitoring,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.56, no.4, pp.1001-1008, April 2008.
- [10] G. Collin, A. Chami, C. Luxey, P. Lethuc, and R. Starajleat, “Human implanted spiral antenna for a 2.45 GHz wireless temperature and pressure SAW sensor system,” 2008 IEEE AP-S Int. Symp./USNC/URSI Meeting, pp.1-4, July 2008.
- [11] R. Warty, M.-R. Toghi, U. Kawoos, and A. Rosen, “Characterization of implantable antennas for intracranial pressure monitoring: Reflection by and transmission through a scalp phantom,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.56, no.10, pp.2366-2376, Oct. 2008.
- [12] 中田智史, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, “心臓ペースメーカへの装荷を目的とした体内植込み型アンテナ,” 信学論(B), vol.J92-B, no.9, pp.1407-1415, Sept. 2009.
- [13] K. Fukunaga, S. Watanabe, H. Asou, and K. Sato, “Dielectric properties of non-toxic tissue-equivalent liquids for radiowave safety tests,” Proc. 2005 IEEE International Conference on Dielectric Liquids, pp.425-428, 2005.
- [14] 長岡智明, 櫻井清子, 国枝悦夫, 渡邊聡一, 本間寛之, 鈴木 保, 河合光正, 酒本勝之, 小川孝次, 此川公紀, 久保田勝巳金, 鳳 洙, 多氣昌生, 山中幸雄, 渡辺 敏, “日本人成人男女の平均体型を有する全身数値モデルの開発,” 生体医工学, vol.40, no.4, pp.45-52, Dec. 2002.
- [15] 河内まき子, 持丸正明, “AIST 人体寸法データベース 1991-1992,” 産業技術総合研究所, H16PRO 287, 2005.
- [16] 斎藤秀子, 田村照子, “成人女子の皮下脂肪分布について: 第一報 軀幹部の皮下脂肪厚,” 生理人類学研究会誌, vol.11, no.5, pp.495-505, Sept. 1992.
- [17] 相澤義房, 心臓ペースメーカ・植込み型除細動器, pp.42-55, メジカルビュー社, 2005.
- [18] S. Gabriel, R.W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” Phys. Med. Biol., vol.41, pp.2251-2269, 1996.
- [19] 王 建青, 大島健史, 藤原 修, “携帯情報端末で心臓ペースメーカに誘導される電磁妨害のしゃへい材による低減評価,” 信学論(B), vol.J84-B, no.10, pp.1829-1833, Oct. 2001.
- [20] 多賀登喜雄, “板状逆 F アンテナの特性と設計法,” 信学論(B), vol.J71-B, no.11, p.1399, Nov. 1988.
- [21] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, pp.130-141, コロナ社, 1998.
- [22] H. Usui, M. Takahashi, and K. Ito, “Radiation characteristics of an implanted cavity slot antenna into the human body,” 2006 IEEE AP-S Int. Symp./USNC/URSI Meeting, pp.1095-1098, July 2006.

(平成 22 年 6 月 1 日受付, 8 月 2 日再受付)



高橋 応明 (正員:シニア会員)

平元東北大・工・電気卒。平 6 東工大大学院博士課程了。同年武蔵工大・工・電気・助手。同大講師を経て、平 12 東京農工大・工・電気電子・助教授。平 16 千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター・准教授。衛星放送受信用アンテナ，平面アンテナ，小型アンテナ，RLSA，環境電磁工学，人体と電磁波との相互作用の研究に従事。工博。IEEE シニア会員。



中田 智史

平 20 千葉大・工卒。平 22 同大学院修士課程了。在学中，体内植込み型医療機器用の小型アンテナに関する研究に従事。現在，東海旅客鉄道。



齋藤 一幸 (正員)

平 13 千葉大大学院博士後期課程了。博士(工学)。現在，千葉大フロンティアメディカル工学研究開発センター准教授。マイクロ波の医療応用及び人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。平 12 IEEE AP-S Japan Chapter Young Engineer Award，平 16 本会学術奨励賞等受賞。平 12 日本学術振興会特別研究員。IEEE，映像情報メディア学会，日本ハイパーサーミア学会各会員。



伊藤 公一 (正員:フェロー)

昭 49 千葉大・工・電子卒。昭 51 同大学院修士課程了。同年東工大・工・助手。昭 54 千葉大・工・助手，平元同助教授，平 9 同教授，平 15 同大フロンティアメディカル工学研究開発センター教授，平 18 同大・工・教授，平 19 同大・院・教授となり，現在に至る。平 21 より同大フロンティアメディカル工学研究開発センター長併任。主として，がん治療用マイクロ波アンテナ等の医療応用，移動通信用小形アンテナ，人体通信，ファントムを用いた人体と電磁波との相互影響評価の研究に従事。工博。著書「Handbook of Microstrip Antennas」(UK，共著)，「Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications」(Artech House，共著)など。現在，IEEE AP-S 論文誌編集委員，Distinguished Lecturer，IEEE Fellow，AAAS，BEMS，映像情報メディア学会，日本ハイパーサーミア学会，日本シミュレーション学会各会員。