

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

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

An Implantable Antenna Designed for Loading onto a Cardiac Pacemaker

Satoshi NATAKA[†], Kazuyuki SAITO^{††}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Koichi ITO[†]

あらまし 心臓ペースメーカが動作プログラムの更新を行う際に、外部機器との間で通信を行うための体内植込み型アンテナを提案する。本論文では、板状素子と誘電体基板により構成され、人体正面方向において通信可能な板状逆 F アンテナ (Planar Inverted-F Antenna : PIFA) を設計した。まず、提案したアンテナを生体等価ファントム内に植え込んだモデルで数値解析を行い、MICS (Medical Implant Communications Services) バンドである 402 ~ 405 MHz でのアンテナの動作を確認した。また、アンテナの植込み深さを変化させた際のアンテナ諸特性の変化について検討した。次に、ペースメーカから心臓に電気刺激を与えるリード線がアンテナ諸特性に及ぼす影響を確認するため、リード線をモデル化し、アンテナの給電位置を変更してアンテナ諸特性の数値解析を行った。その結果、リード線近傍に給電点が存在する場合を除き、顕著な影響は見られなかった。更に、実験により数値解析の妥当性の確認を行い、その結果より、提案したアンテナの有効性を明らかにした。

キーワード 心臓ペースメーカ、インプラントアンテナ、板状逆 F アンテナ、FDTD 法

1. ま え が き

近年、致死的不整脈に対する効果的な治療機器として、心臓ペースメーカが広く普及している。ペースメーカは、患者の正常な心拍を維持するために、患者の状態に合わせて心臓に電気刺激を与える機能を有する。この電気刺激は、ペースメーカ自体に記録されたプログラムに従い行われるため、患者の状態に合わせて定期的にプログラムを書き換える必要がある。現在では、100 kHz 程度の低周波の電磁結合によりペースメーカと外部機器との通信を行い、プログラムの書換えを行う磁気結合方式が用いられている [1], [2]。この方式は、低周波の電磁結合を使用しているため通信距離が数 cm 程度であり、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。ペースメーカを患者の体内に植え込むと、まれに患者に感染症が発症することがある。そのため、プログラム書換えの際に医師が患者の皮膚に接触することにより、医師に感染症が感染

する危険性もある。また、通信速度も数 kbit/s 程度と低いため、患者と医師の双方の拘束時間が長くなるという欠点がある。これらの問題点を改善するために、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]。

これまで、ISM (Industrial Scientific and Medical) バンドの一つである 2.45 GHz 帯や、MICS (Medical Implant Communications Services) に利用される 400 MHz 帯の電磁波で通信を行う、体内植込み型アンテナの研究が行われている。2.45 GHz 帯を使用する体内植込み型アンテナは、アンテナを植え込まれた人物の位置特定や、アンテナが植え込まれていない部外者の侵入を防ぐセキュリティシステムに用いられる。ISM バンドを用いる体内植込み型アンテナとして、スロットアンテナ [4]、板状逆 F アンテナ (Planar Inverted-F Antenna : PIFA) [5]、スパイラルアンテナ [6] などが提案されている。また、ペースメーカ内のプログラム書換えを含む医療用データ伝送システムには、400 MHz 帯の電磁波を使用することが可能であり、これまでにスパイラルアンテナ [7], [8] やメアンダアンテナ [8] などの研究が行われている。更に、これら二つの周波数帯をカバーするマルチバンドアンテナの研究 [9] や、ペースメーカ本体と体内植込み型アン

[†] 千葉大学大学院工学研究科, 千葉市

Graduate School of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{††} 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, Chiba-shi, 263-8522 Japan

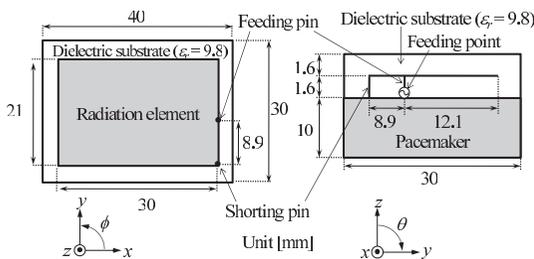
テナに関する検討も行われている [10] . しかしながら、心臓に電気刺激を与える電極や、ペースメーカーと電極をつなぐリード線を含めて模擬し、それらがアンテナ諸特性に及ぼす影響を考慮した体内植込み型アンテナに関する研究は行われていない .

本論文では、医療用データ伝送システムの一つであるペースメーカー内のプログラム書換えに使用可能であり、MICS (402 ~ 405 MHz) バンドに対応したアンテナの提案を行う . 本アンテナには小形、薄型な構造が要求される . 筆者らは、ペースメーカーに装荷可能なアンテナとして、ペースメーカーの金属きょう体を地板とした PIFA を採用した [11] . また、ペースメーカーのリード線や電極が、アンテナ諸特性に及ぼす影響についての検討を行った . 本論文では、これらの特性を詳細に検討することを目的として、電磁界解析手法の一つである有限差分時間領域 (Finite Difference Time Domain : FDTD) 法を用いた . 更に、数値解析結果の妥当性を確認するために、実験により得られたアンテナ諸特性との比較を行った .

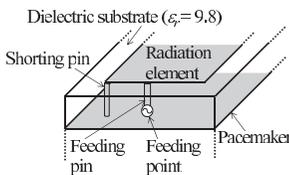
2. PIFA の設計とペースメーカー植込み深さに対するアンテナ諸特性の変化

2.1 提案するアンテナ

図 1 (a) に、提案する PIFA の構造を示す . 図 1 (b) はアンテナ給電部近傍の解析モデルであり、2.2 で説明する . ペースメーカーモデルは実際の寸法を考慮し



(a) Configuration of whole pacemaker body.



(b) Calculation model around feeding point.

図 1 提案したアンテナの構造

Fig. 1 Configuration of the proposed antenna.

て、40 mm × 30 mm × 10 mm の直方体の導体で模擬した . ここで、アンテナ設計においては、文献 [12] を参考に各パラメータを設定した . アンテナ素子は 30 mm × 21 mm の導体とし、その周囲を厚さ 3.2 mm、比誘電率 $\epsilon_r = 9.8$ の誘電体で覆った . 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、アンテナを小形化するためである . また、アンテナが 50 Ω で整合をとれるように、誘電体による波長短縮を考慮に入れ、給電ピンの位置を変化させてインピーダンスの調整を行った . 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 .

図 2 に、ファントム内におけるアンテナの植込み位置を示す . ペースメーカーを用いた治療は男女問わず幅広く行われ [13]、一般的に脂肪層と筋肉層の間に植え込まれる [14] . 本研究では一例として、成人女性へのペースメーカーの植込みを想定した . 成人女性における胸部鎖骨下の皮下脂肪厚の平均値は 6 mm であるため [15]、これを考慮して、図 1 (a) に示す各部の寸法は、図 2 に示すアンテナ植込み深さが $d = 6$ mm としたときに最適化した値である .

2.2 植込み深さに対するアンテナ諸特性解析

提案したアンテナとペースメーカーを、400 MHz における生体の電気定数を模擬した生体等価ファントムに植え込んだ . その際のファントムの電気定数は、筋肉の電気定数 [16] に 2/3 を乗じた値 (比誘電率 $\epsilon_r = 38.1$ 、導電率 $\sigma = 0.53$ S/m) とした .

前節においては、ペースメーカーの植込み深さを 6 mm としてアンテナを設計した . しかしながら、脂肪層の厚みには個人差があるため、アンテナ植込み深さに対するアンテナ諸特性の変化を検討する必要がある . そこで、植込み深さを $d = 3, 6, 9, 12$ mm と変化させ、アンテナ諸特性を評価した .

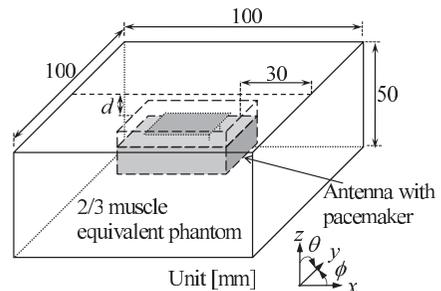


図 2 アンテナの植込み位置

Fig. 2 Position of the implanted antenna.

数値解析においては、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 $\Delta x = \Delta y = 0.5 \text{ mm}$, $\Delta z = 0.32 \text{ mm}$ とした。アンテナ及び誘電体から離れるに従って少しずつセルサイズを大きくし、最大セルサイズは $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 2 \text{ mm}$ とした。短絡ピンと給電ピンはサブセル法を用いてモデル化し、半径はそれぞれ 0.143 mm , 0.255 mm とした。また、サブセル法を用いるにあたり、セルサイズをピンの半径の 2 倍以上に保つ必要があるため [17]、給電ピンの周辺では $\Delta x = \Delta y = 0.6 \text{ mm}$ 、短絡ピンの周辺では $\Delta x = 0.6 \text{ mm}$, $\Delta y = 0.5 \text{ mm}$ とした。吸収境界条件は 8 層の PML を用い、解析領域を吸収境界から 5 セル内側に設定した。図 1 (b) の給電部付近の解析モデルに示すように、給電ピンとペースメーカーの間に 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 0.785 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、20 周期分の計算を行った。

ここで、設計したアンテナの適用例として、6 m 四方の病室内での利用を想定した回線設計の一例を示す [4]。入力電力 $25 \mu\text{W}$ 、通信距離 8 m、伝送速度 800 kbit/s 、周波数 403.5 MHz 、受信アンテナ利得 0 dBi と想定すると、送信アンテナ利得が -33 dBi のとき、マージン 4.4 dB を確保することができる。そこで本論文では、この回線設計に基づき、送信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った。

2.3 解析結果

図 3 に、反射係数の数値解析結果を示す。植込み深さが 6 mm のとき、 S_{11} は 404 MHz で最小値 -37 dB であった。ところで、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、本論文では、アンテナの性能評価において一般的に用いられる

$S_{11} \leq -10 \text{ dB}$ を、アンテナ動作に関する一つの評価指標とした。この場合、 S_{11} が -10 dB 以下となる周波数帯域は $395 \sim 416 \text{ MHz}$ 、比帯域 5.3% であり、MICS バンドの $402 \sim 405 \text{ MHz}$ での動作を確認した。また、図 3 より、植込み深さが増加するにつれて共振周波数が低くなるのが分かる。これは、植込み深さが深いほど、誘電率が高いファントムによる波長短縮効果を大きく受けるためである。また、周波数特性の変動は、植込み深さが増加するにつれて減少する傾向にあり、植込み深さが 9 mm と 12 mm のときでは、共振周波数に顕著な差異は見られなかった。 $402 \sim 405 \text{ MHz}$ 帯において、植込み深さが $6 \sim 12 \text{ mm}$ のとき、 S_{11} が -10 dB 以下であった。この結果から、植込み深さが $6 \sim 12 \text{ mm}$ のとき、所望の周波数帯において動作することが明らかになった。

図 4 に、放射特性の数値解析結果を示す。いずれの植込み深さにおいても、給電周波数は 403.5 MHz とした。植込み深さが 6 mm のとき、人体正面 (+z) 方向の利得は、主偏波方向で -29.1 dBi 、 xz 、 yz 面において $\theta \leq 73^\circ$ の範囲で -33 dBi 以上であり、回線設計で想定した通信が可能であることを確認した。更に図 4 より、植込み深さが変化するとき、人体正面方向では利得に大きな変動はないことが確認できる。植込み深さによる利得の変動差は、 $\theta \leq 45^\circ$ の範囲で、 1.1 dB 以内であった。また、すべての植込み深さにおいて xz 、 yz 面で利得が -33 dBi 以上となる角度は、 $\theta \leq 71^\circ$ の範囲であった。

図 5 に、植込み深さが 6 、 12 mm のときの xz 面における電界分布の絶対値を示す。 $d = 6 \text{ mm}$ (図 5 (a)) のとき、図中の A 付近において、(b) のそれよりも強い電界強度を示している。そのため、図 4 に示されるように、人体正面方向で利得がわずかに高くなって

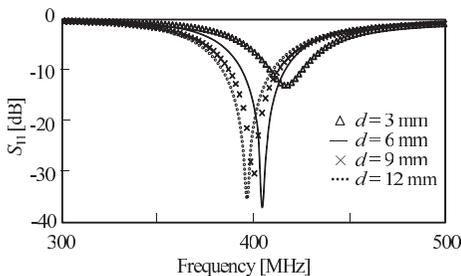


図 3 反射係数
Fig. 3 Reflection characteristics.

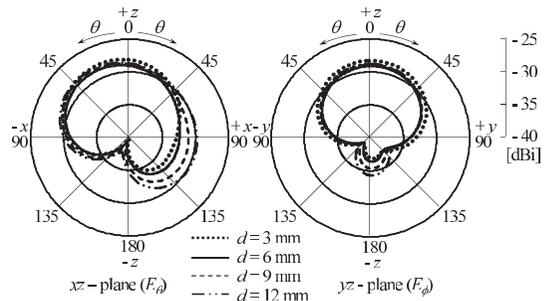


図 4 放射特性
Fig. 4 Radiation pattern.

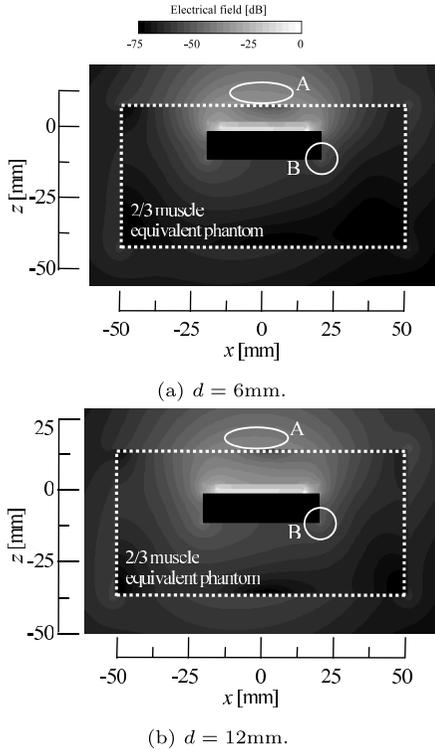


図5 アンテナ植込み深さを变化させた際の電界分布
Fig. 5 Electric fields in response to depth of implanted antenna.

いる。一方、 $d = 12\text{mm}$ (図5(b)) のときには、人体正面方向における電界強度は (a) と比較すると弱いものの、ペースメーカのきょう体に沿った図中のB付近では、電界強度が (a) より強くなっている。このため、 xz 面の $\theta = 135^\circ$ 方向や、 yz 面の $-z$ 方向において、植込み深さが深くなるほど利得が高くなると考えられる。

以上より、植込み深さが $6 \sim 12\text{mm}$ のとき、先に述べた回線設計に準じた通信が可能であるといえる。

3. アンテナ近傍の導体を考慮したモデルを用いた諸特性評価

3.1 ペースメーカ用リード線と電極のモデル化

前節で検討した解析モデルでは、植込み深さに対するアンテナ諸特性の検討に重点を置いたため、ペースメーカ本体から心臓内部まで伸びるリード線を省略した。しかしながら、実際にペースメーカを用いるにあたり、このリード線は必要不可欠である。リード線は導電性材質であり、アンテナの直近に配置されること

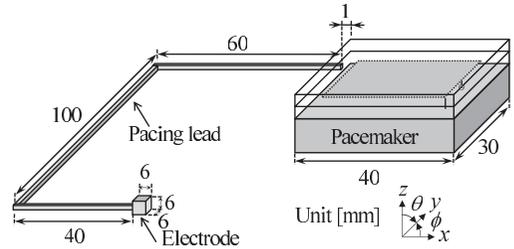


図6 ペースメーカのリード線を付加した計算モデルの構造
Fig. 6 Configuration of a calculation model including pacing lead.

で、アンテナ諸特性に影響を及ぼすことが考えられる。そこで本節では、アンテナとペースメーカのモデルにリード線を付加し、アンテナ諸特性変化の検討を行うために数値解析を行った。

図6に、モデル化したリード線付きペースメーカモデルを示す。本節では、アンテナ表面がファントム表面から 6mm の深さになるようにアンテナを植え込んだ。文献[18]を参考に、リード線を一辺 2mm の角柱完全導体で模擬し、その先端部分に $6\text{mm} \times 6\text{mm} \times 6\text{mm}$ の完全導体で模擬した電極を設置した。また、リード線の電極からの距離が 40mm 、 140mm の位置で、それぞれリード線を同一平面内で直角に折り曲げた。リード線とペースメーカ本体の間には 1mm のギャップを設け、ファントム表面からの深さが 9.2mm になるようにリード線を配置した。ここで、筆者らは一例として、リード線の z 軸方向も考慮に入れた三次元モデルで数値解析を行った。その結果、二次元モデルの解析結果と比較して、アンテナ諸特性の傾向はおおむね同様であった。そのため、本論文では実験の容易性を考慮し、リード線は二次元配置とした。

図7に、新たにモデル化した生体等価ファントムと、アンテナ植込み位置を示す。生体等価ファントムの寸法は、文献[19]を参考に人体の胴体を模擬し、 $450\text{mm} \times 290\text{mm} \times 190\text{mm}$ でモデル化した。アンテナ植込み位置は、ファントム上端から 70mm 、右端から 39mm とした。

アンテナの短絡ピンと給電ピンの設置場所は、図8のA～Dに示すように、アンテナ素子とリード線の位置に対して4箇所考えられる。これら4箇所では、それぞれリード線と短絡ピンや給電ピンとの相対的な位置関係が違いため、リード線による影響は異なることが考えられる。そこで、4箇所それぞれについて計

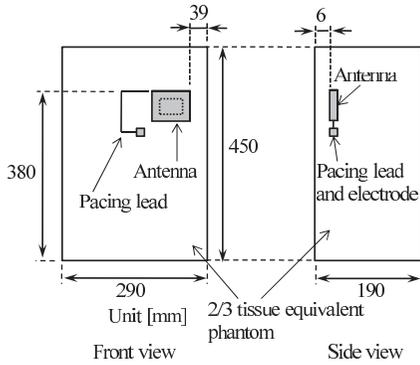


図 7 ファントム内のアンテナ植込み位置

Fig. 7 Position of the antenna implanted in a tissue equivalent phantom.

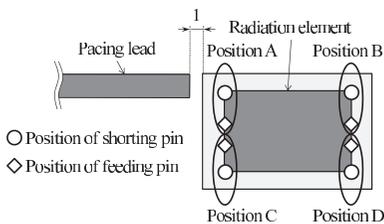


図 8 短絡ピンと給電ピンの位置

Fig. 8 Position of shorting pin and feeding pin.

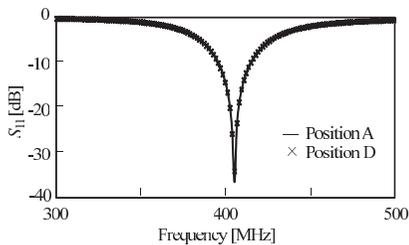


図 9 給電位置による反射係数の変化

Fig. 9 Reflection characteristics in response to location of feeding point.

算を行い、リード線がアンテナ諸特性に及ぼす影響について検討を行った。

3.2 給電位置と数値解析結果

図 9 に、図 8 において、リード線から最も近い A と、最も離れた D の位置にピンを設置した際の反射係数の解析結果を示す。この図より、両者はおおむね一致していることが分かる。したがって、リード線による入力特性への影響は軽微であることを確認した。ここで、図 8 の B、C の位置についても同様に計算を行い、本結果との差異がほとんどないことを確認している。

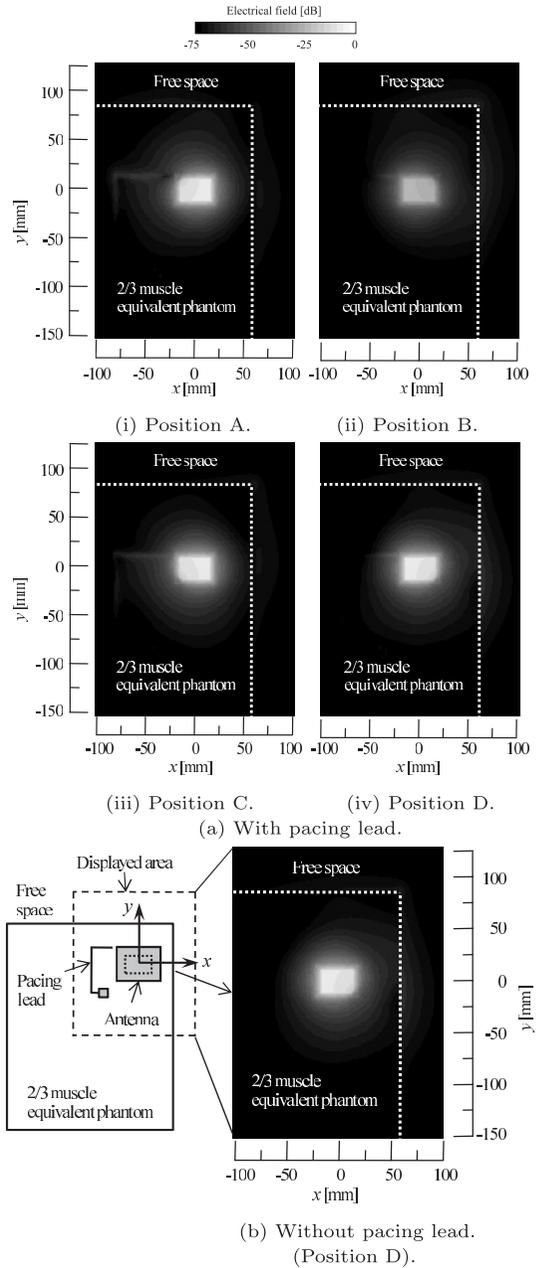


図 10 給電位置をによる電界分布の変化

Fig. 10 Electric fields in response to location of feeding point.

図 10 (a) にリード線がある場合の xy 面における電界分布、(b) にリード線がなく、短絡ピンと給電ピンを図 8 の D の位置に設置した際の xy 面における電界分布を示す。ここで、電界分布は $z = -0.8$ mm における xy 平面のうち、図 10 の左下に示すモデル簡略

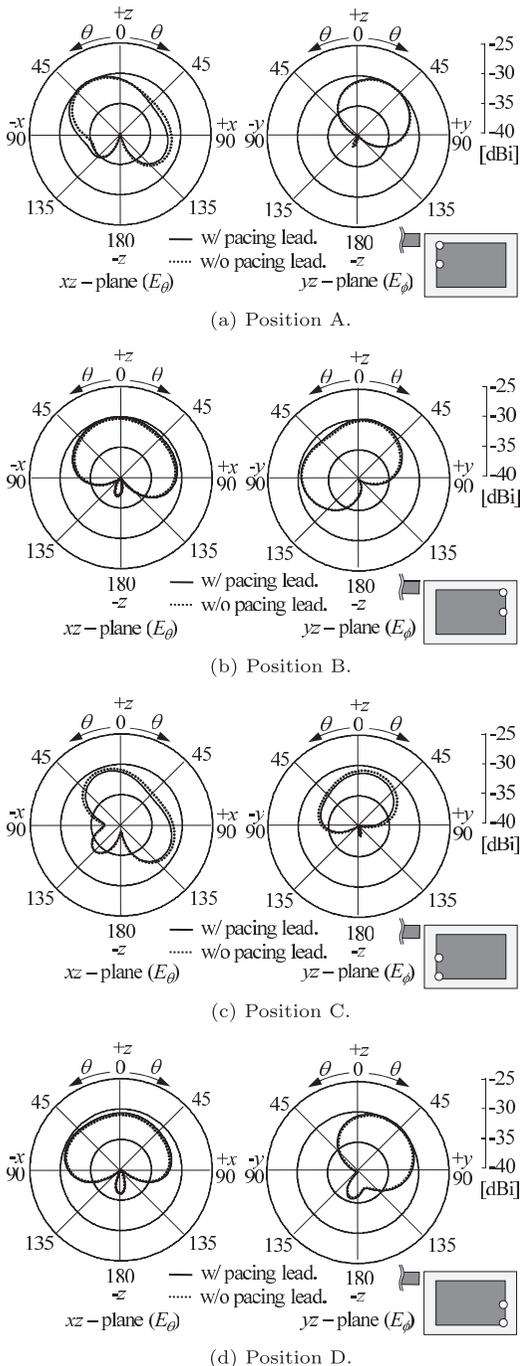


図 11 給電位置による放射特性の変化
 Fig. 11 Radiation patterns in response to location of feeding point.

図の破線部に囲まれた部分を表示した．また，リード線の有無による放射特性の変化を図 11 に示す．

図 10(a) の (i), (iii) では，アンテナから離れた $x = -80$ mm 付近においても電界分布にリード線の形状が現れていて，リード線からも電界放射が生じていることが確認できる．これらの解析モデルには，短絡ピンや給電ピンがリード線近傍に存在している．短絡ピンや給電ピンは電流が大きいので，この周囲には強い磁界が発生する．そこで生じた磁界により，リード線に電流が誘起され，リード線から電界放射が生じているものと考えられる．図 11 は給電位置を変化させた際の放射特性である．図 11(a), (c) より，放射特性に対してもリード線による影響があることが確認できる．特に図 11(a) では， xz 面において，指向性が全体的に $-x$ 方向を向いており，これはリード線からの放射が影響していると考えられる．

一方，短絡ピンや給電ピンがリード線から離れて設置されている図 10(a) の (ii) や (iv) のモデルでは，リード線の概形を電界分布から確認することは難しい．リード線とペースメカとのギャップがある $x = -21$ mm 周辺において，リード線の形状がごくわずかに電界分布に現れている．この原因は，リード線近傍の PIFA のエッジ部分から放射される電磁波の一部が，リード線に沿って伝搬するために形成されたためであると考えられる．しかしながら，この電界による影響は非常に小さく，図 10(b) に示すリード線がない場合の電界分布と比較しても，電界分布の概形にほとんど変化は見られないことが確認できる．また，図 11 より，放射特性にもほとんど変化は見られない．

これらの結果より，短絡ピンや給電ピンの位置をリード線から十分に距離を保って設置した場合には，リード線によるアンテナ諸特性への影響は非常に小さいものであるといえる．

4. アンテナ諸特性の実測

本章では，実測により計算結果の妥当性を確認した．図 1(a) の構造と同様のアンテナを製作し，図 6 のようにリード線を設置し，図 7 のようにアンテナとペースメカを植え込んだ．また，リード線に対する給電・短絡の位置は，図 8 の D に示す位置として，給電には同軸給電を用いた．

実験において作製した生体等価ファントムの電気定数 [16] を表 1 に示す．比誘電率，導電率の目標値との差異は，それぞれ 2.9%，5.7% である．ここで，作製

表 1 400 MHz における作製したファントムの電気定数
Table 1 Electrical properties of fabricated phantom at 400 MHz.

	Relative permittivity	Conductivity [S/m]
Target	38.1	0.53
Measurement	39.2	0.50

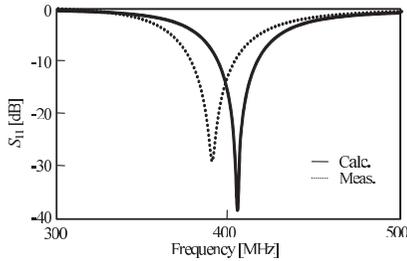
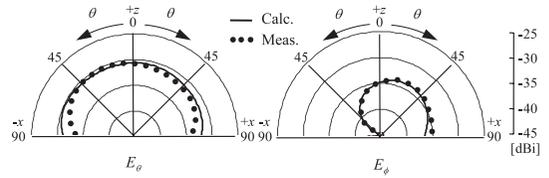


図 12 反射係数
Fig. 12 Reflection characteristics.

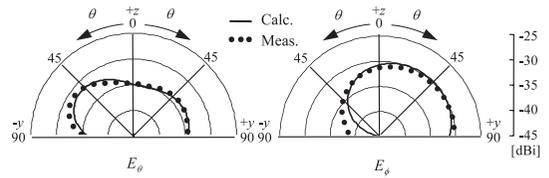
したファントムの電気定数を用いて数値解析を行った結果、電気定数の差異がアンテナ諸特性に及ぼす影響は十分小さいことを計算により確認した。

実験結果と計算結果における S_{11} の比較を図 12 に示す。図 12 より、計算値と比較して測定値の共振周波数はやや低化しているものの、傾向はおおむね一致している。また、本論文の 2. におけるアンテナの植込み深さに関する検討より、植込み深さが 9 mm のとき、共振周波数が 399 MHz となり、アンテナの植込み深さが深くなるほど低周波化することを確認している。そのため、共振周波数低下の原因の一つとして、実測におけるアンテナ植込み深さが数値解析よりも深くなったことが考えられる。 S_{11} が -10 dB 以下となる範囲は、測定値で 377 ~ 402 MHz、計算値で 394 ~ 416 MHz、比帯域はそれぞれ 6.3%、5.5%であった。

図 13 に、人体正面方向における放射特性の実験結果と計算結果を示す。ここでは、製作したアンテナにおいて S_{11} が最も低かった 389 MHz で送信アンテナを励振した。 xz 面は図 13 (a) より、測定値と計算値がおおむね一致している。図 13 (b) に示す yz 面では、 E_{ϕ} において $-y$ 方向にヌル点が存在するため、測定値と計算値で利得が大きく異なったものの、それ以外は両者の傾向はおおむね一致していることが確認できる。測定値と計算値の差は、 $\theta \leq 45^\circ$ の範囲で、1.3 dB 以内であった。これらの結果より、本論文の計算結果が妥当であるといえる。



(a) xz -plane.



(b) yz -plane.

図 13 放射特性
Fig. 13 Radiation patterns.

5. むすび

本論文では、心臓ペースメーカーが外部機器との間で無線通信を行う際に必要となる小形アンテナの提案を行った。まず、設計したアンテナが所望の周波数帯である 402 ~ 405 MHz において動作することを確認した。次に、アンテナの植込み深さを変化させて検討した結果、植込み深さが 6 ~ 12 mm のとき、所望の周波数帯である 402 ~ 405 MHz 帯において、通信可能であることを明らかにした。また、ペースメーカー付属のリード線の影響を数値解析にて検討した。その結果、給電ピンや短絡ピンの位置をリード線から十分に離して設置したとき、リード線のアンテナ諸特性に及ぼす影響は非常に小さいことを明らかにした。更に、アンテナ製作を行い、実測により数値解析の妥当性の確認を行った。以上より、本論文で提案したアンテナは、ペースメーカーと外部機器との通信において十分有効であるといえる。

今後は、実人体における組織構造を考慮し、より詳細な検討を進める予定である。

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) 19560368 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

- の技術的条件” (<http://www.soumu.go.jp/s-news/2005/050228.1.html>), Feb. 2005.
- [4] 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.
- [5] R. Warty, M.-R. Tofighi, 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.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] P. Soontornpipit, C.M. Furse, and Y.C. Chung, “Design of implanted microstrip antenna for communication with medical implants,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.52, no.8, pp.1944–1951, Aug. 2004.
- [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] 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.
- [11] 保前 保, 高橋応明, 伊藤公一, “心臓ペースメカに装荷した PIFA の放射特性,” 2007 信学ソ大(通信), B-1-125, Sept. 2007.
- [12] 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.
- [13] H.G. Mond, “The world survey of cardiac pacing and cardioverter defibrillators,” J. Pacing and Clinical Electrophysiology, vol.24, no.5, pp.856–862, May 2001.
- [14] 相澤義房, 心臓ペースメカ・植込み型除細動器, pp.42–55, メジカルビュー社, 2005.
- [15] 斉藤秀子, 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,” 生理人類学研究会会誌, vol.11, no.5, pp.495–505, Sept. 1992.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 王 健青, 大島健史, 藤原 修, “携帯情報端末で心臓ペースメ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.
- [19] 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.
(平成 21 年 1 月 7 日受付, 4 月 19 日再受付)



中田 智史 (学生員)

平 20 千葉大・工学。現在, 同大大学院博士前期課程在学中。体内植込み型医療機器用の小形アンテナに関する研究に従事。



齊藤 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・助教。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。



高橋 応明 (正員)

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。衛星放送受信アンテナ, 平面アンテナ, 小形アンテナ, 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。



伊藤 公一 (正員:フェロー)

昭 49 千葉大・工・電子卒．昭 51 同大大学院修士課程了．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 及び AdCom 委員．IEEE Fellow，AAAAS，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．