

平成21年 5月13日現在

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2007～2008

課題番号：19560368

研究課題名（和文） 医療モニター用インプラントブルアンテナの開発

研究課題名（英文） Development of implanted antennas for medical treatment monitor

研究代表者

高橋 応明（TAKAHASHI MASAHARU）

千葉大学・フロンティア医療工学研究開発センター・准教授

研究者番号：70267342

研究成果の概要：人体内部と体表面や体外の間で通信を行うため、体内に埋め込むタイプのインプラントブルアンテナの開発を行った。本研究では、Bluetoothに用いられている2.45 GHz帯を動作周波数とし、小型化と機械的強度に重点を置いたキャビティ付H型スロットアンテナと、400 MHz帯を動作周波数とし、心臓ペースメーカーの無線通信に用いる板状逆Fアンテナについて研究を行った。これらのアンテナを設計し、計算機シミュレーション及び測定実験からアンテナの有用性を検討した。その結果、開発したアンテナは回線設計で設定した動作基準を満たしており、インプラントブルアンテナとして十分有用であることを確認した。また、計算機シミュレーションと測定結果は概ね一致したことから、本研究の妥当性を示した。

交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	1,400,000	420,000	1,820,000
2008年度	1,000,000	300,000	1,300,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,400,000	720,000	3,120,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：電気電子工学・通信・ネットワーク工学

キーワード：医療モニター、インプラントブルアンテナ、ペースメーカー、2.45GHz帯、403.5 MHz帯

1. 研究開始当初の背景

現在の無線通信機器は小型化、低消費電力化に伴い、無線LANや電子マネーなどへ応用され、より身近な存在となってきた。近い将来には、さらに通信端末の小型化が進み、携帯して持ち運ぶのではなく、人体に装着するウェアラブルや、人体へ埋め込んで持ち運ぶインプラントブル（埋め込み可能）へと発展していくと考えられる。現在、このインプ

ラントブル機器の応用例としては体温や心拍をモニターする医療応用や電子マネーを使った買い物、更に入退室の管理などのセキュリティの強化や防犯対策などに用いることが想定されている。

この他、高齢化社会の現状を鑑みた場合、「寝たきり」や「徘徊」といった問題や、独り暮らしの高齢者の安否の確認など様々な問題がある。「寝たきり」の問題は、足腰など

身体的な機能の障害に因るだけではなく、心電モニターなどの医療装置を身体に装着しているために動けない場合も数多く存在している。このような高齢者や入院患者のクオリティオブライフを向上させるために、心電モニターや血圧などを無線で通信することにより、彼らをベッドから解放することを目標として研究を行う。

この無線装置としては様々な形態が考えられるが、出来得る限り生活の邪魔にならない観点から、人体にカード等を装着するウェアラブルアンテナを使用する方法、人体の皮下に埋め込むインプラントアンテナという方法の2つが挙げられる。ウェアラブルアンテナでは、電子マネー等に使用されているRFID技術を使用することも考えられるが、性能上、入室管理や患者の識別などID関係の用途に限られてしまう点、また、入浴など生活の上で不便な点や紛失などの問題点があるため、ここでは、装着していることを意識しないで生活できるインプラントアンテナを中心に研究を行う。

2. 研究の目的

インプラントアンテナのアプリケーションとしては病室や集中治療室(ICU)において、入院患者の血圧や脈拍などの情報を、無線通信によりナースステーションなどのモニターで常にチェックできるというシステムが考えられる。病室の天井などに受信アンテナを設置し、送信アンテナであるインプラントアンテナにより患者の血圧や脈拍といった情報を送ることを想定している。インプラントアンテナは人体に埋め込んだ状態で使用するため、生体に対して安全であることが第一条件となる。また、人体は電波を吸収しやすいため、品質の高い無線通信を行うためには、効率の高いアンテナの開発が必須である。さらに体内に埋め込めるだけの小型化を実現する必要がある。これらの条件を満足するアンテナの開発を、具体的な目的として研究を進める。

3. 研究の方法

インプラントアンテナとして、小型化と機械的強度に重点を置いたキャビティ付H型スロットアンテナと、体内埋め込み型医療機器の中でも代表的な心臓ペースメーカーの無線通信に用いる板状逆Fアンテナ(PIFA)について研究を行った。

研究を進めるにあたり、まず回線設計及びアンテナ設計を行う。設計したアンテナを、電磁界解析手法の中でも高精度の結果を得ることができるFDTD法(有限差分時間領域法)により数値解析を行い、回線設計と比較してアンテナの性能が十分であるか確認する。また、アンテナや人体の形状及び電気定

数を模擬した生体等価ファントムを作製し、実験によりアンテナ諸特性の測定を行う。測定結果と数値解析結果を比較することにより、数値解析の妥当性を検証する。

4. 研究成果

高速通信が可能な2.45GHz帯と心臓ペースメーカーに使用が考えられている400MHz帯のインプラントアンテナについて、それぞれ以下に示す。

[1] キャビティ付H型スロットアンテナ

(1-1) アンテナの設計

本研究では、外部に設置された医療機器と、人体内部に埋め込んだアンテナとの間で、Bluetoothを利用して通信を行うことを想定した。そこで、本アンテナの動作周波数は、Bluetoothに用いられている2.45GHz帯とした。

図1に、提案したアンテナの構造を示す。図に示すように、アンテナ表面の導体にH型のスロットを設け、内部を誘電体で埋めた。誘電体内部に電子回路などを組み込むことにより、アンテナの体積がこれ以上増加することがないため、インプラントアンテナとして十分な小型化が実現可能である。

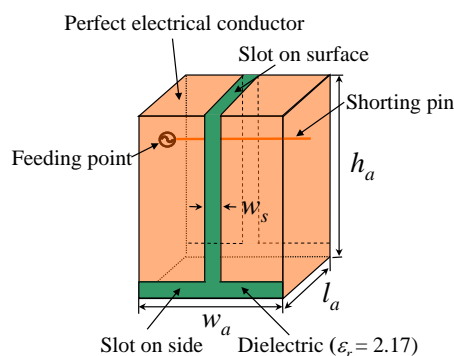


図1 キャビティ付H型スロットアンテナ

図2に、人体の形状及び電気的特性を模擬した生体等価ファントムの構造と、アンテナの埋め込み位置を示す。人体は様々な組織から構成されており、その構造も複雑である。また、各組織において電気定数はそれぞれ異なる。そのため、人体の構造を忠実に再現することは困難である。そこで本研究では、アンテナと人体組織に関する研究において広く用いられている、筋肉の誘電率及び導電率に2/3を乗じた値を電気定数とする均質媒質により人体を模擬した。また、人体腕部へのアンテナ埋め込みを想定しているため、人体腕部の寸法を考慮し、ファントムの寸法を設定した。

表1に、設計したアンテナの寸法及び実験

を考慮して設計したスケールモデルの寸法を示す。本研究では、アンテナの寸法が非常に小さく、測定において実際の寸法でアンテナを製作することが困難である。そのため、2.5 倍のスケールモデルを用いて計算及び実験を行った。

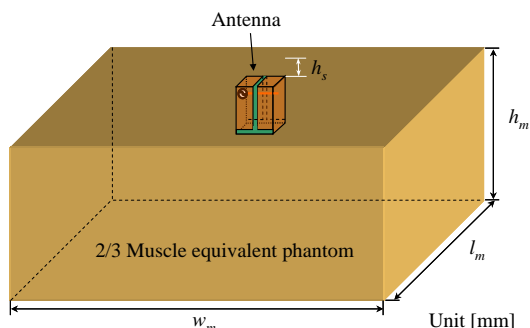


図 2 ファントムとアンテナ埋め込み位置

表 1 各パラメータと寸法

Parameter	Full Model	Scale Model
antenna		
l_a	1.6 mm	4.0 mm
w_a	2.8 mm	7.0 mm
h_a	4.0 mm	10.0 mm
w_s	0.4 mm	1.0 mm
Phantom		
l_m	60 mm	150 mm
w_m	180 mm	450 mm
h_m	60 mm	150 mm
ϵ	35.15	35.15
σ	1.16 S/m	0.46 S/m
h_s	4 mm	10 mm

(1-2) 回線設計

表 2 に、回線設計の一例を示す。動作周波数は 2.45 GHz、通信距離は病室での利用を想定し 4 m 程度、伝送速度は血圧や脈拍のような少ない情報量を想定し、7 kbps とした。また、受信アンテナはモノポールアンテナを想定し、受信アンテナ利得を 2.15 dBi とした。回線設計より、送信アンテナ利得 -26.5 dBi で、マージン 0.29 dB を確保することができるため、本研究では送信アンテナ利得が -26.5 dBi を上回るかどうかを通信の判断基準とした。

(1-3) 数値解析・測定結果

図 3 に、反射係数の計算結果及び測定結果を示す。ここで、2.5 倍のスケールモデルを用いているため、動作周波数は 2.45 GHz の 1/2.5 倍になり、980 MHz である点に注意しなければならない。反射係数が -10 dB 以下となる帯域は、測定値では 850 MHz ~ 1.20 GHz、計算値では 852 MHz ~ 1.12 GHz であり、必

要な帯域を十分に満たしていることが確認できる。また、同軸給電による計算結果と測定結果の共振周波数は概ね一致していることを確認した。

図 4 に、人体正面方向における放射指向性を示す。図より、計算結果と測定結果は良好に一致していることが確認できる。また、計算結果において利得が -26.5 dBi を上回る範囲は xz 面、 yz 面でそれぞれ $\theta \leq 45^\circ$ 、 $\theta \leq 90^\circ$ の範囲であった。

以上より、入力特性、放射特性共に計算結果と測定結果の傾向は概ね一致しており、数値解析の妥当性を確認した。また、提案したアンテナの所望の周波数帯において整合が取れており、人体正面方向において通信が可能であると考えられる。

表 2 回線設計

Frequency	2.45 GHz
Transmission power	-70.0 dBW
Tx antenna gain	-26.5 dBi
EIRP	-97.5 dBW
Distance	4.0 m
Path loss	52.77 dB
Rx antenna gain	2.15 dBi
Bit rate	7 kbps
Link C/N_0	50.84 dB/Hz
Require C/N_0	50.55 dB/Hz
Margin	0.29 dB

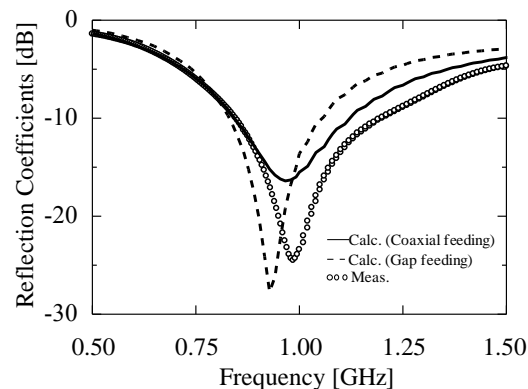
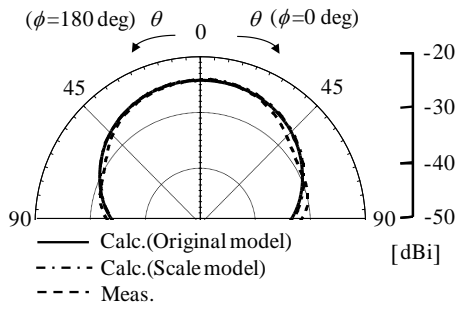
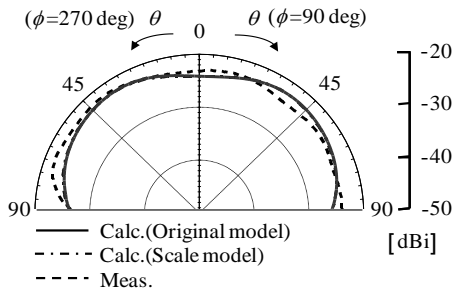


図 3 反射係数



(a) xz 面



(b) yz 面

図4 放射特性

[2] 心臓ペースメーカ装荷型 PIFA

(2-1) アンテナの設計

本研究では、心臓ペースメーカへの装荷を目的として、体内埋め込み型アンテナに利用可能な 400 MHz 帯で動作するアンテナを提案する。これまで、400 MHz 帯で動作するインプラントアンテナに関する研究は行われているが、心臓ペースメーカへのアンテナの装荷を想定し、アンテナ周辺に存在するペースメーカのリード線や電極などの導体による影響を考慮に入れた研究は行われていない。そこで、本研究では、アンテナ近傍の導体を考慮に入れ、アンテナ諸特性の解析を行った。

図 5 に、提案したアンテナの構造を示す。本研究では、ペースメーカに装荷するにあたり、十分に薄型化が可能な PIFA を採用した。アンテナ素子の周囲を誘電体で覆うことにより、電磁波の波長短縮効果により、小型化を実現した。また、アンテナが 50 Ω で整合するように、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。

図 6 に、提案したアンテナとペースメーカの構造を示す。図に示すように、ペースメーカ本体とリード線の上に 1 mm のギャップを設け、リード線を一辺 2 mm の立方体導体で模擬した。また、リード線の先端に存在する電極を、一辺 6 mm の立方体導体により模擬した。

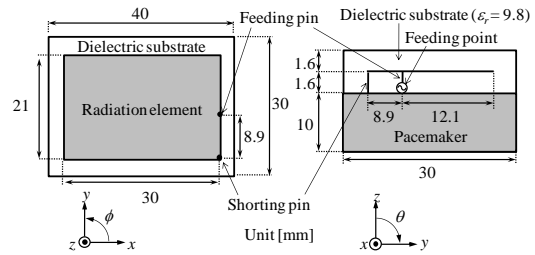


図5 アンテナの構造

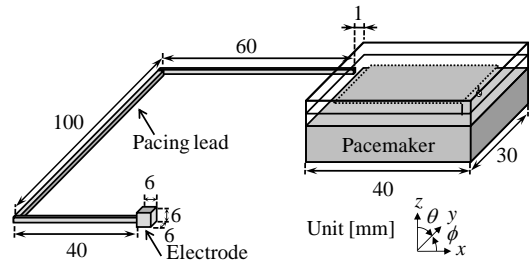


図6 アンテナとペースメーカ

図 7 に、ファントム内におけるアンテナの埋め込み位置を示す。本研究においても、人体の形状及び電気定数を模擬した生体等価ファントムを使用し、電気定数は筋肉の電気定数の 2/3 の値とした。ファントムの寸法は人体の胴体の寸法を模擬し、また、アンテナ埋め込み位置は、ペースメーカが埋め込まれる位置を考慮した。埋め込み深さは、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 であることを考慮し、ファントム表面とアンテナ表面の距離を 6 mm とした。

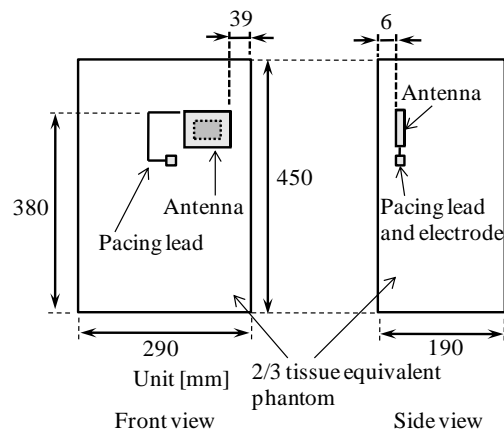


図7 アンテナの埋め込み位置

(2-2) 回線設計

表 3 に、本アンテナの回線設計の一例を示す。動作周波数は 403.5 MHz、通信距離 8 m、伝送速度 800 kbps、受信アンテナ利得を 0 dBi とした。回線設計より、送信アンテナ利得 -33 dBi で、マージン 4.4 dB を確保することがで

きる。そこで、本研究ではこの回線設計に基づき、送信アンテナ利得が-33 dBi 以上を確保しているかどうかを確認する。

表 3 回線設計

Frequency	403.5 MHz
Transmission power	-46.0 dBW
Tx antenna gain	-33.0 dBi
EIRP	-80.0 dBW
Distance	8.0 m
Path loss	42.6 dB
Rx antenna gain	0.0 dBi
Bit rate	800 kbps
Link C/N_0	75.5 dB/Hz
Require C/N_0	71.1 dB/Hz
Margin	4.4 dB

(2-3) 数値解析・測定結果

図 8 にアンテナの反射係数を示す。図 8 より、アンテナの共振周波数は計算結果と比較して測定結果はやや低周波化しているものの、傾向は概ね一致していることが確認できる。また、計算結果において反射係数が-10 dB 以下となる帯域は 394 ~ 416 MHz であり、所望の帯域を十分にカバーしている。

図 9 に、人体正面方向における放射指向性を示す。この図より、放射特性の計算結果と測定結果は概ね一致していることがわかる。また、計算結果より、 $\theta \leq 71^\circ$ の範囲で利得が-33 dBi 以上となり、人体正面方向において通信が可能である。

以上より、入力特性、放射特性共に計算結果と測定結果の傾向は概ね一致しており、数値解析の妥当性を確認した。また、提案したアンテナは所望の周波数帯において整合が取れており、人体正面方向において通信が可能であると考えられる。

(2-4) アンテナ近傍の導体によるアンテナ諸特性に対する影響

ペースメーカーの利用に際して、リード線や電極などは必要不可欠である。これらはアンテナ近傍に存在し、素材が導体であるため、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、図 10 の A, B の位置にアンテナの給電ピンと短絡ピンを設置し、それぞれ数値解析を行った。

図 11 に、数値解析により得られたアンテナ近傍における電界分布を示す。図より、給電や短絡をリード線に比較的近接した A の位置に設置した際、電界分布にリード線の形状が表れていて、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。短絡ピンや給電ピンは電流が大きいため、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。

一方、リード線から比較的遠い B の位置に給電や短絡を設置したとき、リード線の概形を電界分布から判断することは難しい。このため、リード線と給電や短絡を離して設置することにより、相互影響を抑制することが可能であると考えられる。

以上により、リード線や電極とアンテナとの相互影響を低減するため、給電ピンや短絡ピンをリード線から離れた位置に設置することが望まれる。

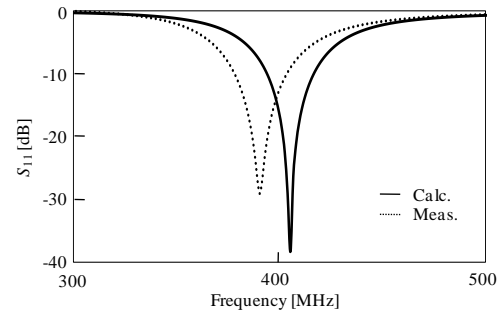
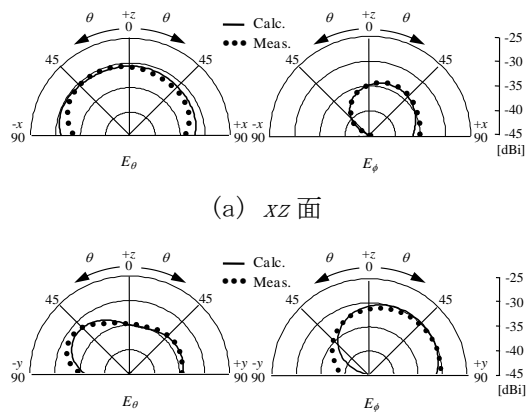


図 8 反射係数



(a) xz 面

(b) yz 面

図 9 放射特性

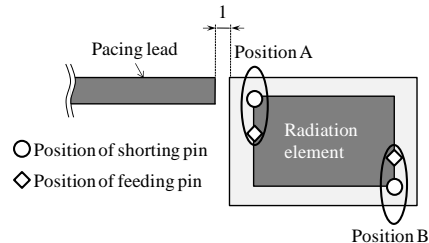


図 10 給電ピン・短絡ピンの位置

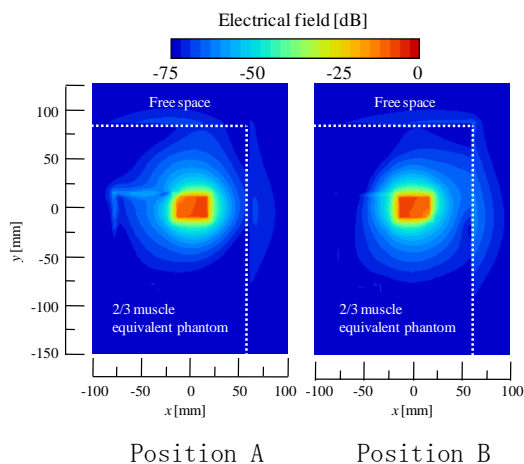


図 11 アンテナ近傍における電界分布

以上、2.45GHz 帯、400MHz 帯のインプラントアンテナを提案し、計算及び実験において動作を確認した。提案したアンテナは医療モニター用として通信規格上、利用可能である。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 1 件)

① Xia WEI, Kazuyuki SAITO, Masaharu TAKAHASHI and Koichi ITO, “Performances of an Implanted Cavity Slot Antenna Embedded in the Human Arm,” IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 57, no. 4, pp. 894-899, April 2009.

[学会発表] (計 7 件)

① Koichi ITO, Xia Wei, Masaharu TAKAHASHI and Kazuyuki SAITO, “An implanted cavity slot antenna for medical communication system,” 3rd European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2009), CD-ROM, Berlin, Germany, Mar. 2009

② 中田智史, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, “心臓ペースメーカーに搭載した PIFA の給電位置による特性変化,” 2009 年電子情報通信学会総合大会, p. S-25, 松山, Mar. 2009.

③ 夏嵐, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, “遠隔患者モニタリングシステム用インプラントアンテナ,” 2009 年電子情報通信学会

総合大会, p. S-23, 松山, Mar. 2009.

④ Xia WEI, Kazuyuki SAITO, Masaharu TAKAHASHI and Koichi ITO, “Implanted cavity slot antenna for 2.45GHz applications,” Proceedings of 2008 IEEE AP-S International Symposium and USNC/URSI National Radio Science Meeting, CD-ROM, San Diego, CA, USA, July 2008.

⑤ Tamotsu HOUZEN, Kazuyuki SAITO, Masaharu TAKAHASHI and Koichi ITO, “Implanted planar inverted F-antenna for cardiac pacemaker system,” Proceedings of the International Workshop on Antenna Technology 2008 (iWAT2008), pp. 346-349, Chiba, Japan, Mar. 2008.

⑥ 保前保, 高橋応明, 伊藤公一, “心臓ペースメーカーに装荷した PIFA の放射特性,” 2007 年電子情報通信学会ソサイエティ大会, pp. 125, 鳥取, Sep. 2007.

⑦ Tamotsu HOUZEN, Masaharu TAKAHASHI and Koichi ITO, “Implanted Antenna for an Artificial Cardiac Pacemaker System,” Proceedings of Progress in Electromagnetics Research Symposium (PIERS 2007), pp. 44, Prague, Czech, Aug. 2007.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

高橋 応明 (TAKAHASHI MASAHARU)

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・准教授

研究者番号 : 70267342

(2) 研究分担者

伊藤 公一 (ITO KOICHI)

千葉大学・大学院工学研究科・教授

研究者番号 : 90108225

齊藤 一幸 (SAITO KAZUYUKI)

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・助教

研究者番号 : 80334168

(3) 連携研究者

なし