

アクティブタイプインプラントブルデバイスの基礎的検討

2003MT094 関 卓也

指導教員 稲垣 直樹

1 はじめに

現在インプラントと呼ばれる技術が工学の分野で注目されている．インプラントとは人体内部に人工の機器を埋め込む技術であるが，具体的には個人情報管理や位置情報把握などのセキュリティ，および外部ネットワークとの接続に用いられている．これらの通信に用いるため，従来の研究の一例として，スロットタイプのアンテナが提案されている．その理由としては，アンテナが小さい，通信可能な角度が広い，そして低 SAR 値ということが挙げられている [1]．しかしながら，これは外部機器からの電磁波をエネルギー源として，通信を行うパッシブタイプであり，通信距離を稼ぐことが難しいと考えられる．

そこで，これに対して本研究では，電池を内蔵し，積極的に電磁波を放射するアクティブタイプのインプラントブルデバイスを作製した．そして FDTD 法により，電極の最適配置を考察し，発振器をファントム内部に埋め込んだ際の磁界分布を算出した．

2 作製した発振器

作製したアクティブインプラントブルデバイスの回路図を図 1，完成したデバイスの写真を図 2 に示す．図 1 のように電源は 3V 駆動で，10MHz の正弦波電圧を $6V_{p-p}$ で励振する．この回路は TOSHIBA 製の 74HC00 と呼ばれる論理 IC で通常の水素発振器を作り，この出力をバッファした後タンク回路で共振させて 10MHz を出力する方式である．74HC00 というのは 2 入力 NAND ゲートのことである．また発振部分の $10M\Omega$ という抵抗は CMOS インバータのフィードバック抵抗として働き，この部分をリニアアンプとして動作させるためである．

また発振器のサイズは $65\text{mm} \times 45\text{mm} \times 25\text{mm}$ と人体に対して負担が大きい，今後スケールモデルを用いて，小型化の検討をしていく予定である．スケールモデルとは，電磁波に関わる研究において，実寸大のアンテナを用いて測定することが困難な場合に，周波数，導電率，アンテナやファントムのサイズを変化させることにより，元のサイズと同じように解析を行うことである [2]．つまりスケールモデルにより，実際のアクティブインプラントブルデバイスのサイズよりも微小である

場合の電磁界分布を，このデバイスを用いて解析することが可能となる．

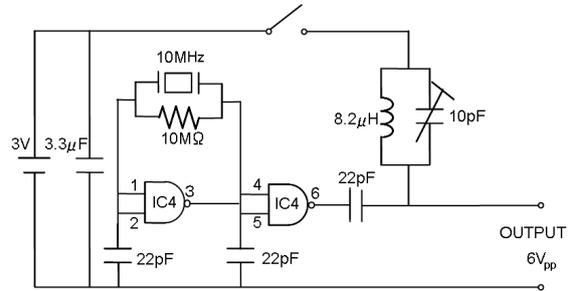


図 1 デバイスの回路図



図 2 作製したデバイス

3 デバイスの電極配置と考察

損失性媒質である生体内に回路を埋め込むため，電波を空間中に放射するためには，電極を配置しなければならない．そのため効率よく電波を放射する電極配置を FDTD 法を使って計算した．その結果，図 3 に示すような，2 枚の電極をダイポールアンテナに見立てた電極配置を提案する．解析では計算機の都合上，発振器のサイズを $60\text{mm} \times 40\text{mm} \times 30\text{mm}$ とした．また一般的な議論をするため，ファントムのサイズを COST244 頭部規範モデルである 1 辺 200mm の立方体モデルとし，表面から 1cm の深さに発振器を配置した．またファントムの電気定数は 10MHz における筋肉の値 ($\epsilon_r = 170.73$, $\sigma = 0.62 \text{ S/m}$) を採用した [3]．この解析モデルを図 4 に示す．このとき入力電力 $P_{in} = 8.91 \times 10^{-2} \text{ W}$ ，放射電力 $P_r = 5.01 \times 10^{-6} \text{ W}$ ，放射効率 $\eta = P_r/P_{in} = 5.62 \times 10^{-5}$ ，入力インピーダンス $Z_{in} = 42.90 - j5.9\Omega$ となった．つまり提案した電

極配置では電力の大部分は人体に吸収されてしまっていることが分かる。

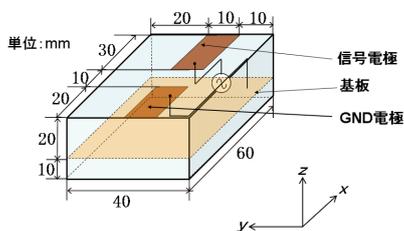


図3 電極配置図

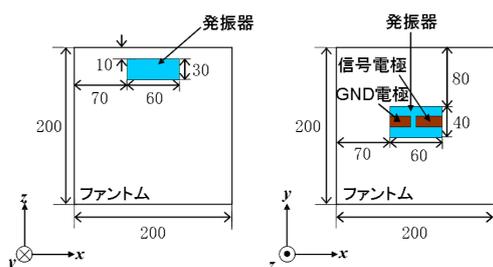


図4 解析モデル

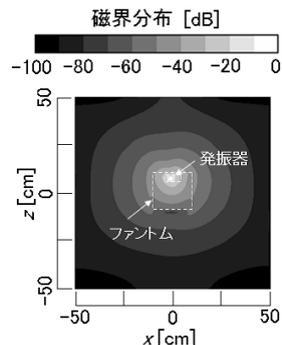
4 磁界強度分布

前節の電極配置で数値解析を行った際の磁界分布を図5に示す。まず、ファントムの上方向と通信を行うことを想定し、その減衰特性を調べるため、図5(a)に給電部を含む $x-z$ 平面をとった。この図からファントムの上方向の磁界分布は他の方向に比べて強いが、ファントム内部でも磁界が強く発生している。従って、現在の電極構造では前節でも述べたように、エネルギーロスが多いことが分かる。また図5(b)はファントム表面の1cm上方の $x-y$ 平面をとっている。図5(a)と比較すると、水平面内はほぼ無指向性に近い特性を示していることが分かる。

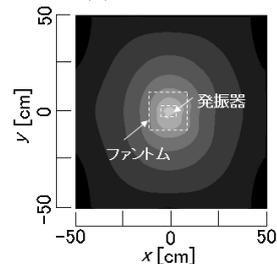
5 まとめ

本稿では10MHzの正弦波電圧を励振するアクティブインプラントラブルデバイスの回路を作製した。そしてFDTD法により、電極が配置された発振器をファントムに埋め込んだ際の電磁界解析を行い、 $x-z$ 平面、 $x-y$ 平面の磁界分布を算出した。またデバイスの設計指針を得るため、入力電力、放射電力、放射効率、入力インピーダンスを算出した。その結果、電極配置はさらに改良すべきであるということが分かった。

今後の課題としては、作製したファントムとアクティブインプラントラブルデバイスを用いて実験を行い、計算



(a) $x-z$ 平面



(b) $x-y$ 平面

図5 磁界強度分布図

結果の妥当性を検証する。またスケールモデルを用いたアクティブインプラントラブルデバイスの電極構造の小形化、最適な電極配置の検証を行っていく予定である。

謝辞

本研究を進めるにあたり、熱心にご指導していただきました稲垣直樹教授、藤井勝之講師、また回路の設計にご尽力くださいましたソニーコンピュータサイエンス研究所、田島茂氏をはじめ関係各位の皆様様に深く感謝いたします。

参考文献

- [1] H. USUI, M. TAKAHASHI, K. ITO: "Radiation Characteristics of an Implanted Cavity Slot Antenna Into the Human Body", Proc. of 2006 IEEE APS International Symposium with USNC/URSI National Radio Science and AMEREM Meetings, pp.1095-1098(2006.6).
- [2] 山本志緒, 後河内大介, 前田忠彦: "スケールモデルのファントムの電気特性に関する検討", 電子情報通信学会論文誌 Vol.J89-B No.9 pp.1837-1841(2006.9).
- [3] IFAC: Dielectric Properties of Body Tissues, <http://niremf.ifac.cnr.it>