

置於仿組織液中的植入式整流天線設計

簡聰富¹ 楊弘吉¹ 王智偉¹ 江峻榮¹ 鄭建民² 蔣富成²

¹南台科技大學電機工程系

²南台科技大學電子工程系

e-mail: hugiyang@mail.stut.edu.tw

摘要

近年來可攜式電子與植入型設備的發展迅速，可充式儲能裝置像是二次電池、電容器等便成為這些電子設備的主要電源供應系統，本研究以無線微波充電的方式來克服傳統充電方式的限制，使這些設備能在便利穩定的情況下工作，特別在於對人體植入之系統，不容易將裝置取出充電，且安全規範亦較嚴格之情況下，將低功率密度之電磁輻射能量下之輸出電壓加以提升，以滿足植入式系統電池與電路之工作電位要求。本研究使用共平面波導形式之整流天線(rectenna)，可將微波產生器所發射連續或間斷之微波，轉換成直流電，可針對攜帶式與植入型設備之儲能元件提供無線微波充電，本研究主要目的在於討論植入式天線與整流電路的阻抗匹配以利於穩定之輸出功率電源供給。

關鍵詞：無線微波充電、共平面波導、整流天線、阻抗匹配

1. 前言

整流天線(Rectenna)在能源科技上扮演重要的電路元件，其主要的功能將所接收到的射頻功率(RF Power)轉換成直流功率(DC Power)，將可解決感測電路上能源供應的問題，特別在於生物晶片上電流的供應最具有潛力[1, 2]，早期所發展的整流天線，其主要是由平衡式半波長偶極天線(Half-wave dipole antenna)、二極體(Diode)和負載(Load)所組成，其二極體主要是用來作為整流元件，然而此整流天線作為植入式時需要符合美國聯邦通訊委員會(FCC)規定的植入式頻段(醫療植入性通訊服務; MICS Band: 402 ~ 405 MHz)，402 ~ 405 MHz 是非常適合人體通訊之頻帶。當全球還未規範植入式通訊裝置的專用頻段時，植入式裝置系統和監控系統之間的通訊，大多採用磁耦合原理的短程系統，缺點為數據傳輸率有限，且兩系統之間的耦合距離較短。將 402 ~ 405 MHz 劃為醫療植入性通訊服務(MICS)共用頻帶後，上述情況才改觀。

2. 研究方法

本研究注重於整流電路與天線的阻抗匹配，採用的天線為 CPW 饋入的設計方式，此設計方式的優點為：易與微波電路元件相結合、饋入信號線寬和槽縫寬度比例可決定其特徵阻抗，易達到阻抗匹配、頻帶較寬大、

不會像微帶線必須有額外的穿孔，易於製作[3]。整流電路部份由天線的 Return loss 參數、阻抗匹配電路和 Schottky diode 組成的倍壓電路所構成如圖 1，從左至右分別是天線的 Return loss 參數、匹配元件、倍壓電路，其中 Return loss 參數是由電磁模擬軟體產生的 SNP 檔，我們將它加入到電路中做模擬，目的是為了得到準確的阻抗匹配數據。

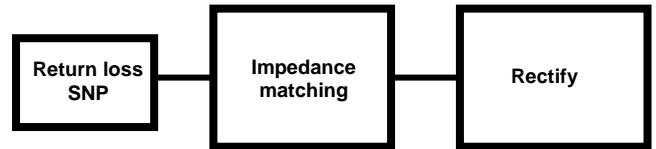


圖 1 模擬方塊圖

整流電路中重要的一類元件為 Schottky diode，如圖 2 為一 Schottky diode 之等效電路。

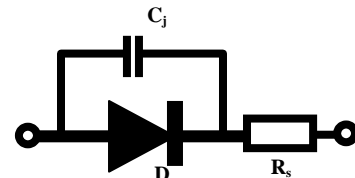


圖 2 Schottky diode 之等效電路

Schottky diode 的等效電路有一電阻 R_s 及一接面電容 C_j ，其電壓電流的特性如下公式(1) [4]

$$i_D = I_s (e^{\alpha v_D} - 1) \tag{1}$$

其中 i_D 為通過非線性二極體的電流， v_D 為在非線性二極體的電壓， I_s 是飽合電流， $\alpha = q/nkT$ ， q 為電荷量， n 為理想因子， T 為絕對溫度。此整流天線工作頻段必須要在 FCC 規定的植入式頻段 402 ~ 405MHz，為使整流天線達到最佳輸出功率整流電路與天線要達到 50Ω 的阻抗匹配，在電路模擬軟體中觀察模擬電路的 Smith chart，發現阻抗值並沒有達到理想中的匹配，且呈電容性，故使用 Smith chart 進行阻抗匹配，如圖 3 所示使用電感元件做串聯，將阻抗調至接近 50Ω。

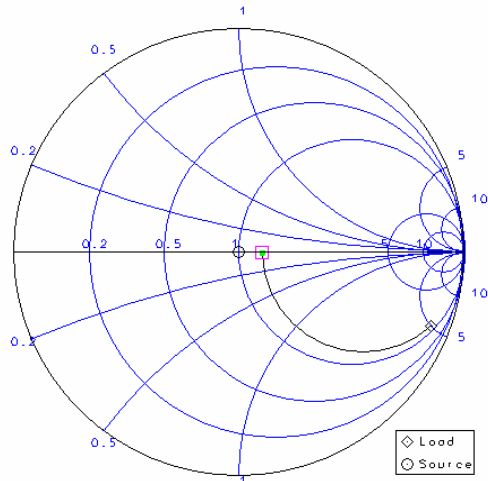


圖 3 進行阻抗匹配之 Smith chart

使用 Smith chart 進行阻抗匹配，因為原來的始阻抗呈電容性，故在匹配電路部份使用一電感器進行匹配動作，匹配後的阻抗如圖 4 所示，匹配阻抗修正後的電路如圖 5 所示。

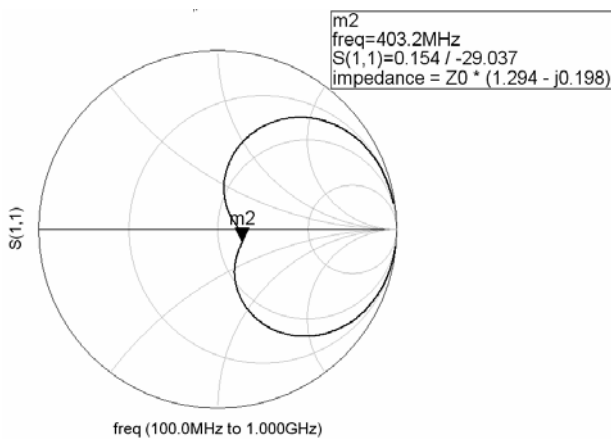


圖 4 模擬電路之 Smith chart

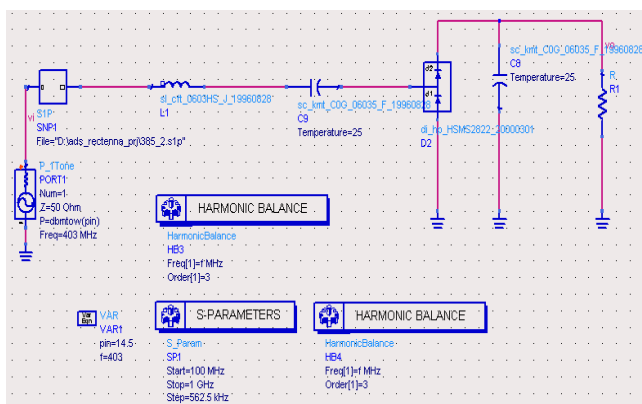


圖 5 模擬電路

整流天線功用是將 RF 轉換成 DC 輸出，以利後續設備的能源供應，然而 RF 傳輸至 DC 輸出的效率值得重視，總效率 η_o 及轉換效率 η_c 的定義如公式(2)所示[5]

$$\eta_o = \frac{\text{dc output power}}{\text{incident RF power}}$$

$$\eta_c = \frac{\text{dc output power}}{\text{incident RF power} - \text{reflected RF power}} \quad (2)$$

由公式(2)定義做整流天線 DC 輸出的模擬，如圖 6 所示橫軸為輸入功率，縱軸為輸出電壓，可知輸入功率與輸出電壓呈非線性曲線，當輸入功率達約 34 dBm 時輸出電壓為最高 25 伏特。計算輸入與輸出功率變化如圖 7 所示，模擬結果顯示當輸入功率在 34 dBm 以下時輸出總效率 η_o 約為 66.7%。

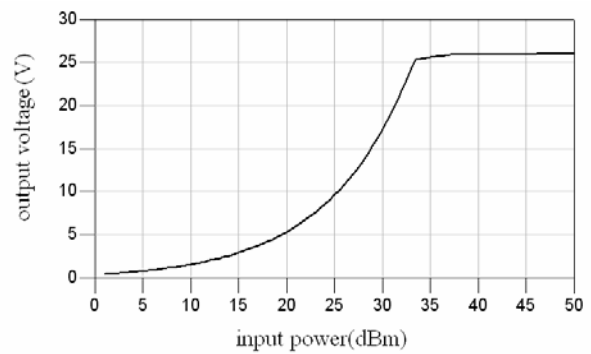


圖 6 輸入功率與輸出電壓

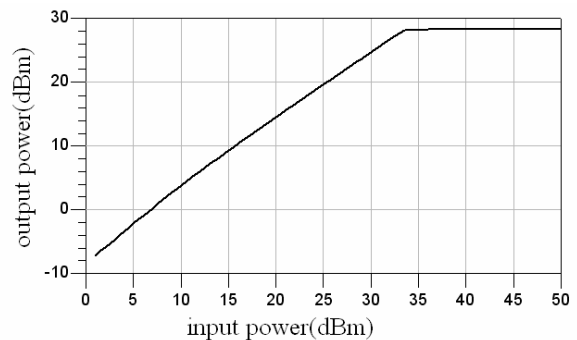


圖 7 輸入功率與輸出功率

2.1 材料與量測

天線與整流電路做整合時，勢必將各個元件放置於天線上，這裡天線使用的基板為 RO3210， $\epsilon_r = 10.2$ ，厚度 0.635 mm，上板為 Al_2O_3 板， $\epsilon_r = 9.8$ ，厚度 0.4 mm。加上板的目的是為了在植入時做絕緣。元件部分，Schottky diode 使用 HSMS-2822，其特性相當適合用在 RF 電路上，體積小，且容易達到阻抗匹配[6]，其餘零件使用體積小的 SMD 材料，以方便於縮小體積，環境部分使用介電常數接近人體的仿組織液($\epsilon_r = 46.7$ ， $\sigma = 0.69 \text{ S/m}$ 在 402 MHz)，將整流天線置於組織液裡，由網路分析儀連接到整流天線的 SMA 接頭，進行 S_{11} 及各個數據的量測，為避免電路在組織液裡短路而失去該有的特性，故在其上上了一層膠，同時也可防止整流天線遭到組織液的侵蝕，達保護作用，圖 8 為整流天線的側視剖面圖。



圖 8 整流天線剖面圖，a 為 Al_2O_3 板，b 為天線 pattern，c 為 RO 基板，d 為膠，e 為整流電路，f 為 feed 點。

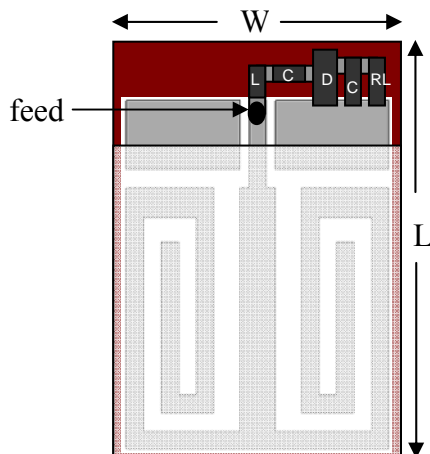


圖 9 整流天線俯視圖

圖 9 為俯視圖，其中 L 代表電感，C 代表電容，D 代表 Schottky diode，RL 代表負載。尺寸方面 $L = 22\text{mm}$ ， $W = 15\text{mm}$ ，實際天線加上整流電路後尚未加蓋 Al_2O_3 板時如圖 10 所示。



圖 10 整流天線未蓋上板實作圖

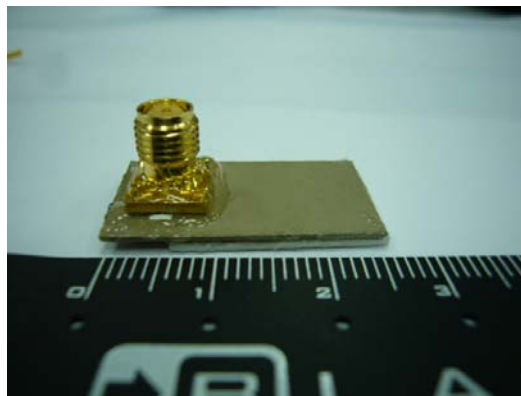


圖 11 (a) 整流天線實作圖

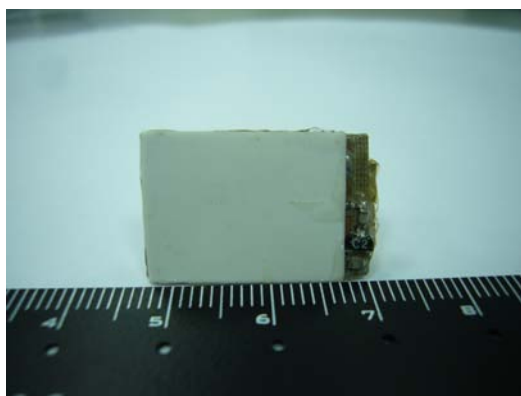


圖 11 (b) 整流天線實作圖

圖 11(a)、(b) 為實作好的整流天線照片，接著要做量測分析，此整流天線是作於植入用途，故必須將整流天線置入組織液中，其組織液的介電常數 $\epsilon_r = 46.7$ ，此介電常數是根據人體的皮膚組織在 402 MHz 時的介電常數做根據，使用介質量測儀器測量自行調配出的組織液，確定在 402 MHz 時介電常數為 46.7，再進行下一步的量測，藉由 SMA 接頭連接到網路分析儀，量測環境如圖 12 所示。

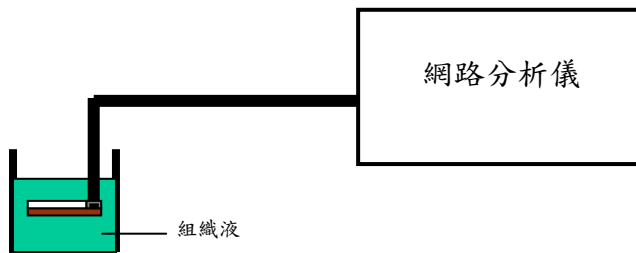


圖 12 量測環境示意圖



圖 13 實測照片

3. 結果與討論

將整流天線置入組織液中後實際照片如圖 13 所示，從網路分析儀量得的 S_{11} 圖如圖 14 所示，量測所得當頻率 403MHz 時 Return loss 為 -15dB，在 MICS 規定的頻帶 402MHz~405MHz 的 Return loss 均在 -10dB 以下，量測結果顯示在 MICS 規定頻帶內此整流天線有達到需求。

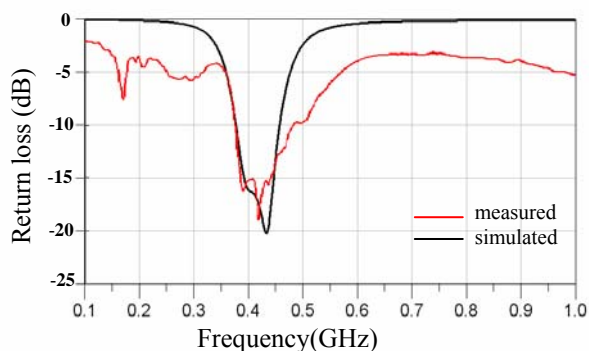


圖 14 實測與模擬之 Return loss 圖

4. 結論

本研究主要目的在於討論植入式天線與整流電路的阻抗匹配以利於穩定之輸出功率電源供給，在此天線與整流電路的匹配以 Smith chart 計算得到一匹配電路抵消虛部阻抗，以利於天線與整流電路的匹配整合，接著置入介電常數接近人體皮膚 $\epsilon_r = 46.7$ 的組織液中，藉由網路分析儀測得圖 14 的 Return loss 值，當 403MHz 時 Return loss 為 -15dB，顯示此整流天線頻率及頻寬在 MICS 規定頻帶內有達到需求。

5. 參考文獻

- [1] Jaehoon, K., and Rahmat-Samii, Y 'Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations', IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques, Vol. 52, No. 8, pp. 1934-1943 August 2004.
- [2] Soontornpipit, P., Furse, C.M., and You, C.C. 'Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication with medical implants', IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, pp. 1944-1951 August 2004.
- [3] H. C. Liu, T. S. Horng and N. G. Alexopoulos, "Radiation of Printed Antennas with a Coplanar Waveguide Feed," IEEE Trans. Antennas Propagat., vol. 10, pp. 1143-1148, 1995.
- [4] J. A. G. Akkermans, M. C. van Beurden, G. J. N. Doodeman and H. J. Visser, "Analytical Models for Low-Power Rectenna Design", IEEE ANTENNAS AND WIRELESS PROPAGATION LETTERS, VOL. 4, 2005.
- [5] McSpadden, J.O., Lu Fan, and Kai Chang "Design and experiments of a high-conversion-efficiency 5.8-GHz rectenna", Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on, Vol. 46, No. 12, pp. 2053-2060 Dec 1998.
- [6] Tzong-Chee Yo, Chien-Ming Lee, Chen-Ming Hsu, and Ching-Hsing Luo, "Compact Circularly Polarized Rectenna with Unbalanced Circular Slots," submitted to IEEE Transactions on Antenna and Propagation (TAP), May 2007.