

行政院國家科學委員會專題研究報告
數位超音波成像系統之 ASIC 設計(3/3)
ASIC Design of Digital Ultrasound Imaging System

計畫編號：NSC 90-2213-E-002-121

執行期限：90年8月1日至91年7月31日

主持人：曹建和 台灣大學電機系副教授

一、中文摘要

超音波二維陣列成像系統的研究，目的在於開發二維陣列成像技術，為了同時達到高解析度與高訊雜比的影像，探頭本身特性提升，前端匹配放大電路設計及陣列元素的排列控制方式與數目的增加，都相對的增加系統的複雜度與設計的困難度。因此對於探頭本身的設計，如何將複雜的電路和電路與探頭間的匹配連接簡化，為研究的主题，以符合目前技術上的限制及成本的考量。

在此計畫的 1/3 進度成果中，由 beam pattern 模擬結果，可證實所提出的二維旋轉子陣列效能，在相關的架構中有最好的表現。陣列控制的 ASIC 已經下線，完成實作，經由 SPICE 的模擬和 IC 的實際測試，已驗證電路的可行性。

雖然超音波影像系統都已數位化，因此，訊號處理的能力會受限於前端系統的有效頻寬與訊雜比。在 2/3 研究成果中利用 SPICE 電路模型取代傳統 PZT 探頭複雜的電路行為。由模擬結果可知，加入適當的匹配電路可改善前端的訊雜比與有效頻寬。同時，在犧牲部分訊雜比的情況下可獲得較大的有效頻寬。

目前 3/3 的研究，將以 cMUTs(Capacitor Micromachined Ultrasound Transducers)來取代 PZT，因為 cMUTs 探頭的阻抗與氣體和液體阻抗級數相近，不需使用匹配層就有良好 50 - 100%的訊號頻寬比，因為 cMUT 使用半導體製程製作，在二維陣列探頭的實踐上較為容易，並且也可以整合至前端晶片電路中，以期將整個成像系統完全 IC 化，達到提升影像品質，並大幅降低成本之要求。

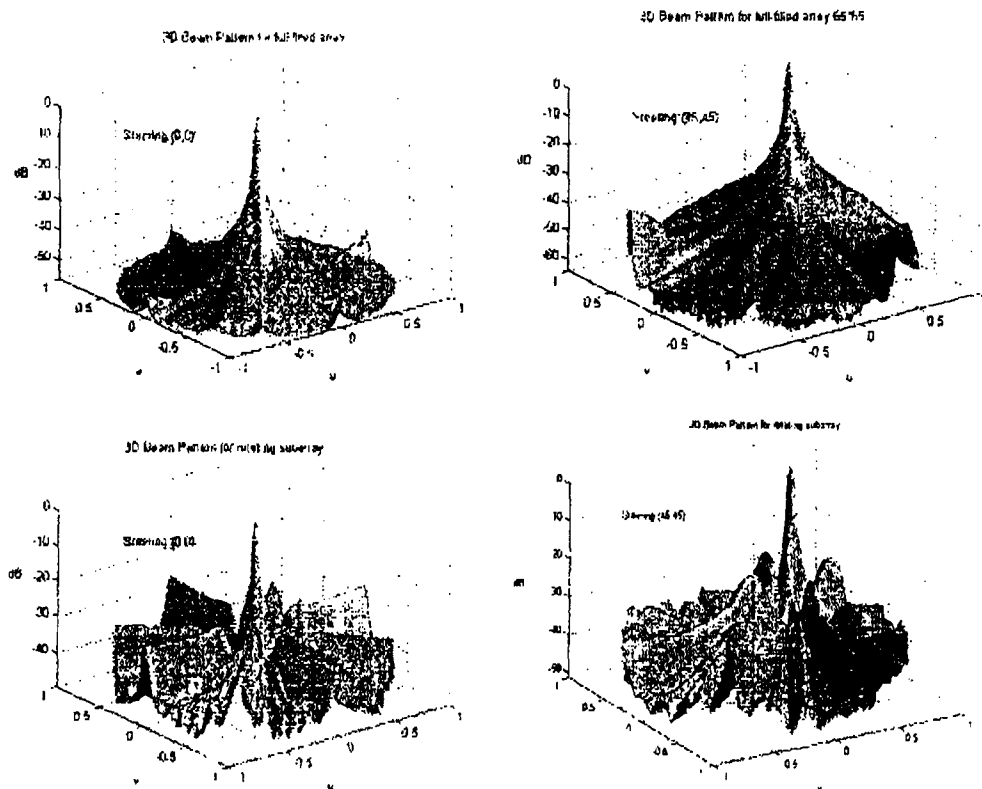
關鍵詞：二維陣列，系統設計，超音波影像，醫用超音波，ASIC，SPICE，電腦輔助設計，系統設計，cMUTs

二、緣由與目的

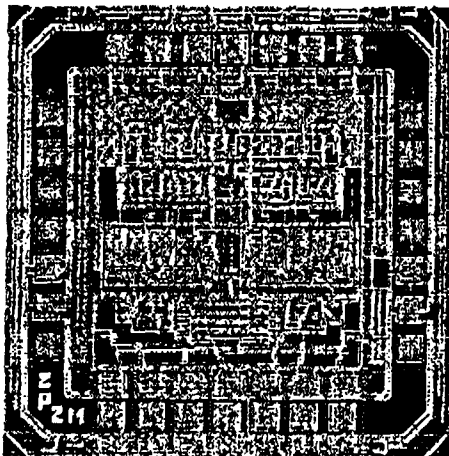
本計畫提出一新的二維陣列系統架構——旋轉子陣列二維陣列——將整個二維陣列分割成多組子陣列，再讓每個子陣列中的旋轉子陣列(rotating subarray)能針對發射的聚焦點作局部最佳化(即在

子陣列硬體複雜度與旋轉子陣列之相位誤差之間找到最佳化)，旋轉子陣列藉由陣列元素間的連接可同時達到高解析度以及高訊雜比的要求，但無須大幅提高 beamformer 數目。經由 beam pattern 的模擬驗證顯示此種架構不但能有效解決傳統二維陣列的硬體複雜度，並可保有傳統二維陣列的大部分優點。圖一比較了 full-filled array 及旋轉子陣列在不同 steering 角度時 3D 波束圖的情況。

電路部分的製作，包括了開關電路極佳法器的設計、可變增益放大電路設計、數位控制電路的設計。圖二為 ASIC 完整晶片光罩圖。



圖一： full-filled array (上圖) 以及旋轉子陣列 (下圖) 之 3-D 波束圖，左圖為聚焦於(5cm, 0°, 0°)；右圖聚焦於(5cm, 45°, 45°)

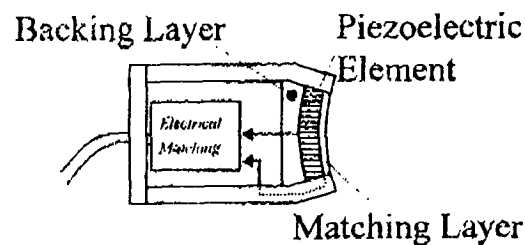


圖三：
ASIC 完整晶片光罩圖

然而超音波系統影像品質的好壞，換能器(Transducer)扮演著關鍵性的角色。在超音波系統裡，希望能同時得到好的解析度與靈敏度。而解析度要高，則探頭的頻寬要寬，但通常頻寬變寬，則靈敏度會下降。壓電陶瓷的厚度為中心頻率的半波長，其目的在得到最大的靈敏度。但是，探頭在中心頻率共振，會造成很高的 Q 值，使得頻寬降低。

如圖三，探頭除了壓電材料外，還有四分之一波長匹配層與 Backing 層，加入匹配層可增加傳送效率，Backing 層則可吸收另一方向的聲波傳遞，減少內部的反射。

此外，對探頭性能影響較大者為前端類比電路。電路本身的頻寬與阻抗是否能匹配，將影響傳輸能量的效率與系統成像的解析度。匹配電路的用途在於讓能量輸出，減少反射。T/R switch 則負責控制探頭是處於發射或接收的狀態。此外，前端電路的訊雜比降低，會讓超音波所能觀察的深度變淺，系統的動態範圍(Dynamic Range)、靈敏度都會變差。而且如果前端電路的頻寬不夠大，便會限制系統的軸向(axial)解析度。

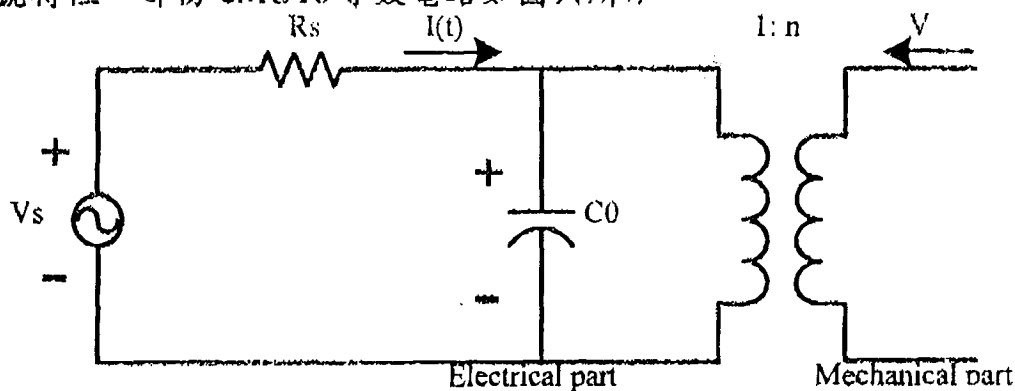


圖三：壓電換能器

超音波換能器另外一種選擇為 cMUTs，其本身體積小、低成本，可以整合至單一晶片中，因此降低電路寄生電容並有效提升訊雜比。cMUT 在空氣介質中產生的超音波，相較於探頭使用壓電材質的換能器，在機電轉換上更有效率，對於流體的負載，也有很好的匹配效應和 50%-100% 的頻寬比。而且因為 cMUT 使用半導體製程製作，在二維陣列探頭的實踐上較為容易，只需複製與排列即可完成。探頭元件可適當運用 CMOS 或 BiCMOS 製程技術製作，並將前級的驅動電路、前置放大器、多工器電路，整合至單一晶片中。如此一來不但可減少電路間的寄生電容效應，亦可降低雜訊的干擾。二維陣列探頭的製作成本相較於傳統的壓電材質換能器低廉很多，也較容易製作，可提供一個價廉物美的陣列探頭架構。以 cMUTs 取代傳統的 PZT 將有許多優點，因而目前的研究重點在 cMUTs 的製做方

四、cMUTs 探頭等效電路推導

推導 cMUT 等效電路，主要將分成電機性到機械性部分，機械性到傳送出去的聲波部分，綜合起來將得到完整的等效電路，其中並特別探討直流偏壓和震盪崩潰點、共振頻率間的關係。最後再加入以傳輸線來取代聲波在介質中傳送的行為，將可把整各系統全部以電路性元件的模型(例如 SPICE model)取代，並模擬整體實驗，評估信號特性。部份 cMUTs 等效電路如圖六所示。



圖六: 部份 cMUTs 等效電路

cMUT 需加入適當的直流偏壓，產生電場，進而改變中空層間距至震動擺幅最敏感的位置，使得換能器得以有最佳的效能。對 cMUT 元件而言，在兩極平板外部所加入的直流偏壓，是一個極重要的參數。不但會影響到元件的靈敏度、轉換性能，更會使原本的機械共振頻率 f_m ，因為直流偏壓的改變，而產生偏移。所以在設計 cMUT 元件時，不但要決定使用的材質，結構尺寸大小，更要把直流偏壓所造成的影響，一起考慮進去，才算是完整的設計。

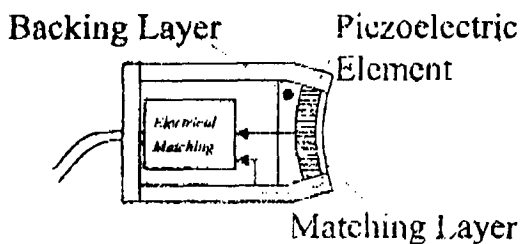
五、結果與討論

壓電材料除了阻抗不匹配外還有許多問題需要探討，像是頻寬的問題牽涉到探頭尺寸的大小，頻寬和尺寸的選擇對於一個系統來說將是不可能同時達到的。二維陣列探頭有一個特殊的問題，因為單元尺寸上的要求，將會使得陣列單元的電阻和傳統的驅動電路造成電阻不匹配，此一解決的方法為使用多層次的壓電材料，但是此一做法也衍生出非常嚴重的旁路雜訊 (cross-talk) 雖然目前已有許多的超音波系統，但是若使用不同架構的系統將會對現代化的許多應用帶來許多好處，且克服更多以往所不能克服的問題。然而為

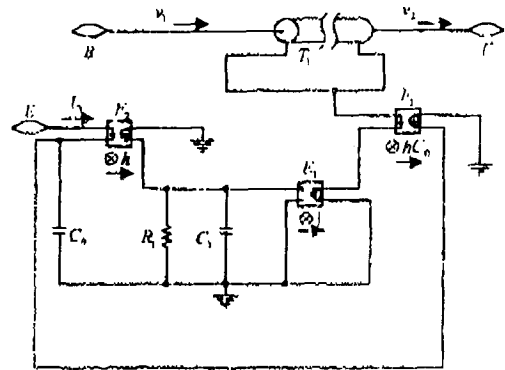
了解決壓電材質的缺點，其代價將是增加系統的複雜度與高額的製作成本。

由上面的模擬可知，加入適當的匹配電路可增加前端系統的訊雜比，同時改善軸向解析度(Axial Resolution)。在表一中，case 3 輸出的 Power gain 為最大，而 case 1 與 case 2 為損失些微的 Power gain 換取較大的有效頻寬，由圖五(a)(b)(c)可知。而藉由電腦輔助設計可以迅速、經濟的幫我們完成設計。特別是在二維陣列探頭的設計上，在尚未生產出探頭時，便可以利用模擬軟體，設計評估前端系統。而利用微機械技術與半導體製程製作的二維探頭，可以整合前端電路與探頭的製作，在設計流程上，同樣需先經過軟體的模擬與驗證。

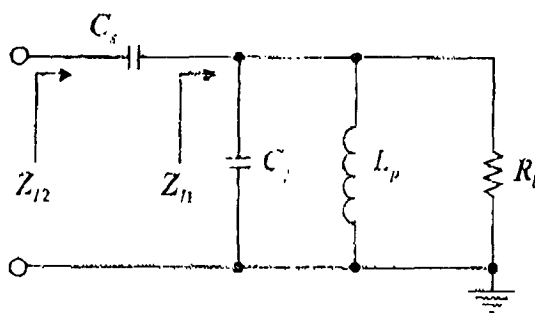
在經過模擬驗證後，才下線生產，可以確保系統的性能。不必浪費人力物力，嘗試錯誤。



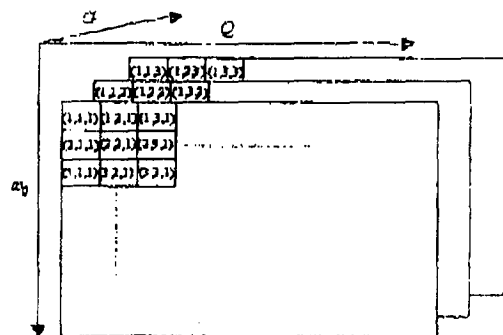
圖一 壓電換能器



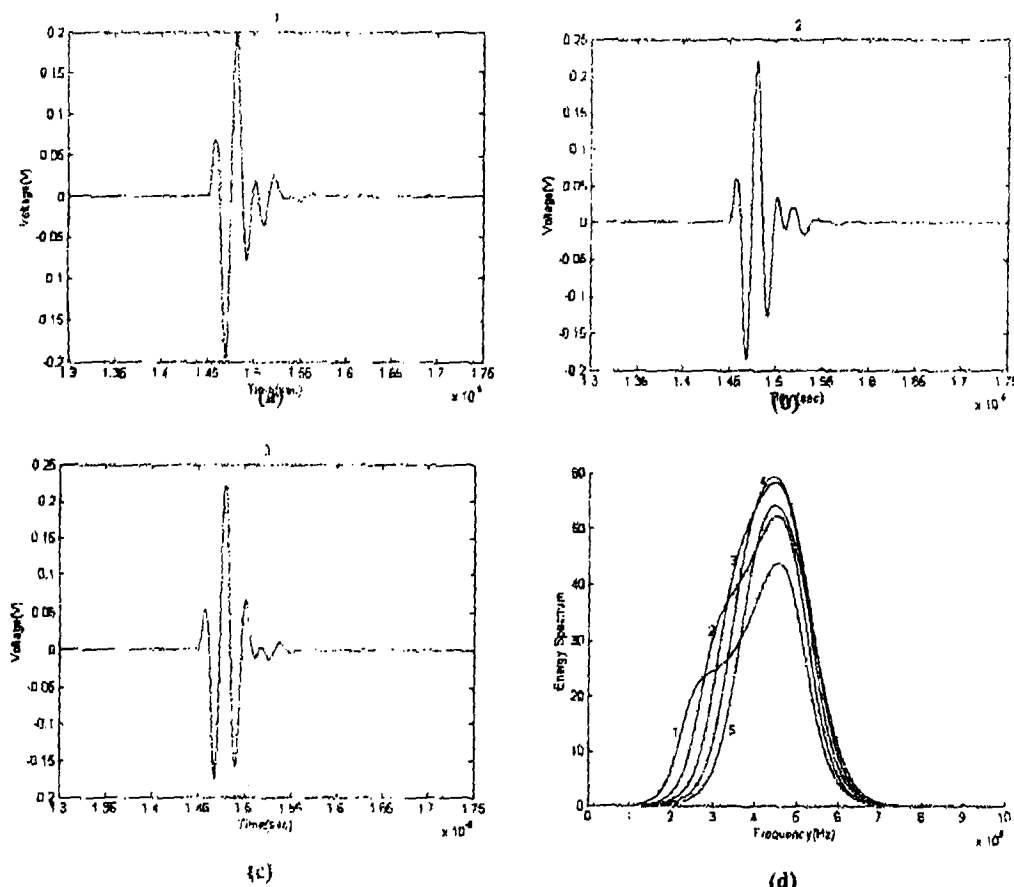
圖二 探頭Spice模型



圖三 匹配電路



圖四 座標與對應參數



圖五 PSpice模擬接收的波形與頻譜

	No matched	1	2	3	4	5
F_0 (Mean)	4.16M(Hz)	4.03	4.16	4.3	4.44	4.57
85%	2.94M(Hz)	2.9	2.6	2.4	2.28	2.26
95%	4.44M(Hz)	3.72	3.38	3.18	3.1	3.08
F_0 (Max)	4.59M(Hz)	4.55	4.52	4.48	4.45	4.48
3dB	1.70M(Hz)	2.72	2.49	2.24	2.04	1.92
6dB	2.77M(Hz)	3.47	3.14	2.88	2.71	2.64
Energy(dB)	0	2.49	3.14	3.35	3.13	2.53

表一 無匹配與五組參數頻譜比較

	1	2	3	4	5
C_1 (nF)	58.395	40.146	30.588	24.705	20.721
C_2 (pF)	58.453	40.187	30.618	24.73	20.741
L_1 (μ H)	1.4325	0.9849	0.7504	0.6061	0.5083

表二 五組參數的電路元件值

參考文獻：

- [1]H. Feigenbaum, Echocardiography, Lea & Febiger, Philadelphia, 1981.
- [2]D. T. VonRamm and F. L. Thurston, "Cardiac imaging using a phased array ultrasound system." *Circulation*, 53:258, 1976.
- [3]R. C. Eggleton and K. W. Johnston, "Real-time mechanical scanning system compared with array techniques," *IEEE Proc. Sonics Ultrasonics*, Catalog No. 74-Ch 0896-1, pp. 16, 1974.
- [4]J. A. Kisslo, O. T. VonRamm and F. L. Thurstone, "Dynamic cardiac imaging using a focused phased-array ultrasound system," *Ann. J. Med.*, 63:61, 1977.
- [5]C. L. Morgan, et al., "Principles and applications of dynamic focused phased array real time ultrasound system," *J. Clin. Ultra.* 6:385, 1978
- [6]國科會醫療儀器推動小組，醫用超音波診斷儀計畫草案 85.1.8
- [7]李源德等著，臨床超音波心圖學，聯經出版社，1987。
- [8]B. D. Steinberg, Principles of Aperture and Array Design, N.Y. Wiley, 1976.
- [9]A. Macovski, "Ultrasonic imaging using arrays," in *Proc IEEE*, vol. 67, pp. 484-495, 1979.
- [10]J. F. Havlicc and J. C. Taenzer, "Medical ultrasound imaging: An overview of principles and instrumentation," in *Proc. IEEE*, vol. 67, pp.620-641, 1979.
- [11]M. E. Schafer and P. A. Lewin, "The influence of front-end hardware on digital ultrasonic imaging," *IEEE Trans. Sonics. Ultrason.*, vol. 31, pp. 295-306, 1984.
- [12]R. G. Pridham and R. A. Nucci, "Digital interpolation beamforming for low-pass and bandpass signals," in *Proc. IEEE*, vol. 67 pp.904-919, 1979.
- [13]D. A. Linden, "A discussion of the sampling theorem," in *Proc. IRE*, vol. 47, pp. 1219-1226, 1959.
- [14]O. T. Von Ramm and S. W. Smith, "Beam steering with linear arrays," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.30, pp.438-452, 1983.

- [15]M. O'Donnell *et al.*, "Real-time phased-array imaging using digital beamforming and autonomous channel control," in *Proc. 1990 IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1499-1502, 1990.
- [16]R.M. Lutolf, A. Vicli, and S. Basler, "Ultrasonic phased-array scanner with digital echo synthesis for Doppler echocardiography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 36, pp.494-506, 1989.
- [17]R. A. Harris *et al.*, "Ultimate limits in ultrasonic image resolution," *Ultrasound in Med. And Biol.*, vol. 17, pp. 547-558, 1991.
- [18]D. K. Peterson and G. S. Kino, "Real-time digital image reconstruction: A description of imaging hardware and an analysis of quantization errors," *IEEE Sonics. Ultrason.*, vol. 31, pp.337-351, 1984.
- [19]S. W. Flax and M. O'Donnell, "Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: Basic principles," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 35, pp. 758-767, 1988.
- [20]G. Manes. *et al.*, "Synchronous dynamic focusing for ultrasound imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol.35, pp. 14-21, 1988.
- [21]B. D. Steinberg, "Digital Beamforming in ultrasound," *IEEE Trans.Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 39, pp.716-721, 1992.
- [22]D. Zhao and G. E. Trahey, "Comparisons of image quality factors for phase aberration correction with diffuse and point targets," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 38, pp. 125-132, 1991.
- [23]Mark E. Schafer, Student Member, IEEE and Peter A. Lewin
,"The Influence of Front-End Hardware on Digital Ultrasonic Imaging", IEEE
trans. on Sonics and Ultrasonics, vol SU-31, no. 4, pp.295-305, July 1984
- [24]Krimholtz, Leedom, and Matthaei, "New equivalent circuit for elementary piezoelectric transducers", *Electron. Lett.*, vol. 6, no. 13, pp.338-339, June 27, 1970
- [25]Jan van Deventer, Torbjorn Lofqvist, and Jerker Delsing, "PSPICE Simulation of Ultrasonic Systems", *IEEE Trans. Ultrasonic, Ferroelect., and Freq. Contr.*, vol. 47, no. 4, pp.1014-1024, July 2000
- [26]A.R. Selfridge, R. Baer, B.T. Khuri-Yakub, and G.S. kino, "Computer-Optimized Design of Quarter-Wave Acoustic Matching And Electrical Matching Networks for Acoustic Transducers", *IEEE Ultrasonics Symposium* 1981