

國立臺灣大學工學院暨醫學院醫學工程學研究所

碩士論文

Institute of Biomedical Engineering
College of Engineering and College of Medicine
National Taiwan University



應用於乳癌治療之磁振相容半環形相位調控

超音波換能器之研發

Investigation of MR-Compatible C-Shaped Phased-Array

Ultrasound Transducer for Breast Tumor Treatment

余彥縉

Yen-Ching Yu

指導教授：林文澧博士

陳景欣博士

Advisors: Win-Li Lin, Ph.D.

Gin-Shin Chen, Ph.D.

中華民國 103 年 7 月

July 2014

國立臺灣大學 (碩) 博士學位論文

口試委員會審定書

應用於乳癌治療之磁振相容半環形相位調控超音波

換能器之研發

Investigation of MR-Compatible C-Shaped

Phased-Array Ultrasound Transducer for Breast Tumor Treatment

本論文係余彥縉君 (學號 R01548043) 在國立臺灣大學醫學工程學研究所完成之碩 (博) 士學位論文，於民國 103 年 07 月 25 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

林 仁 偉


陳 中 明 (指導教授) 周 昱 賢

陳 景 欣

所長：

陳 中 明

致謝



秋過冬去，春來夏到，時逢畢業的季節，過去兩年碩班求學點點滴滴，絕不是過往雲煙，卻是歷歷在目。兩年前，還是大四生的我，來到了台大醫工所，被林文灋老師的和藹可親、博學多聞所吸引，有幸成為了老師的學生，令我如沐春風。感謝實驗室學長姊們：聖凱、國維、季峰、為中、亮欣、冠銘、慶祐、泓年、筱煊、喬林，沒有你們的提攜，就沒有兩年來的開花結果。同屆的兄弟們：子維、俊諺、秉瑜，感謝人生到了這個階段，還可以認識特別的你們，未來一定持續保持聯絡！不得不提下一屆之實驗室五朵花：書寧、俐貞、亞秋、羿辰、思佳，同時能夠有五位學妹，相信也是前無古人、後無來者。

雖然我在台大念書，但國衛院卻是我的另一個家。陳景欣博士，亦師亦友，惠我良多，令我的碩士生涯多了一份歡樂，少了一份苦悶。鄭大哥、藝芬、裕信、永祥，離別之情，萬分不捨。潘潘、家睿、雅程、阿國，同窗之情，常相左右。

感謝我所有的家人，尤其是我的爹娘，讓我求學生涯無後顧之憂，盡全力衝刺。感謝我的好友柏丞，隨時為我加油打氣。感謝跟我一同來到台大的世鵬，讓我這兩年一起經歷了風水世家般的精采人生。謝謝女友郁恩，分分秒秒鞭策我向前進，深厚情誼，溢於言表。

碩士班生涯的完結，只是人生中的一個章節的結束，我不會知道下一章的結局，因為，我才正要開始寫！

摘要

本研究的目的是針對乳房腫瘤，開發半環形相位聚焦式超音波換能器來做熱治療。利用高強度聚焦式超音波，其具有使能量集中的特性，能夠以極短時間在目標區域產生急遽的溫度上升，達到以高熱殺死細胞的效果；且超音波具有軟組織穿透能力，能以非侵入的方式進行治療。

使用純壓電陶瓷，對其作切割並填入樹脂，成為壓電複合材料。換能器由 16 個獨立單元的壓電複合材料組成，驅動頻率為 2.5MHz，大小為直徑 20 公分、曲率半徑 10 公分、高 2.5 公分。換能器使用多通道高功率驅動器系統作驅動，超音波能量藉由壓電複合材料的壓電效應產生。利用史密斯圖製作匹配電路，藉由微量力實驗測量電聲轉換效率與使壓電片連續工作 15 分鐘來確認換能器聲功率輸出的穩定性，並採用溫度感應型水膠，觀察其變色反應，驗證換能器加熱效果。另外將換能器放置於 MRI 環境中，證明其具有磁振相容性。

實驗結果顯示，各單元壓電片可輸出功率為 30W，電聲轉換效率為 30%。超音波換能器在連續 15 分鐘的工作期間，依然能夠穩定的將電能轉換為超音波，但由於受到電源供應器的限制、電聲轉換效率的不足，以及聚焦區域過大的問題，所以無法有效使溫感型水膠變色。

本研究完成了半環形相位調控超音波換能器的開發，確定壓電複合材料的製程以及其工作的穩定性，並驗證換能器所使用的材料具有相當程度的磁振相容性。

關鍵字：半環形超音波換能器、熱治療、乳房腫瘤、壓電複合材料、陣列式探頭

英文摘要



In this study, a C-shaped phase-array focused ultrasound transducer for breast tumor treatment was developed. High-intensity focused ultrasound (HIFU) has the ability to concentrate power to generate a steep temperature elevation at the target to kill the cells. In addition, ultrasound has a great ability of soft tissue penetration and can be applied for non-invasive treatments.

Piezoelectric ceramics was cut with designed dimension and then filled with epoxy to made it become piezoelectric-composite. The piezoelectric-composite was then used to make a C-shaped ultrasound transducer with a diameter of 20cm, a radius of curvature of 10cm and a height of 2.5cm. The transducer consisted of 16 separated elements and operated at a frequency of 2.5MHz. We used a multi-channel power system to drive the transducer. The piezoelectric-composite elements generated the ultrasound power by piezoelectric effect. We made matching circuit for each element based on Smith Chart. The electro-acoustic transfer ratio was measured by radiation force test and the transducer has been working for 15 minutes continuously to confirm the stability of acoustic output power. We used thermo-sensitive phantom to observe the heating effect. The transducer was placed in an MRI environment to demonstrate its MR compatibility.

The results showed that the output power of each element could reach 30 Watt,

and the electro-acoustic transfer ratio was about 30%. During a 15-min working time, the transducer could transfer the acoustic power stably. Due to the limitation of power supply, low electro-acoustic efficiency, and a large focal zone, the transducer could not reach the requirement for changing phantom's color.

In this study, we developed a C-shaped phase-array focused ultrasound transducer for breast tumor thermal therapy. The manufacturing process of piezoelectric-composite material and the stability of transducer were confirmed. The ultrasound transducer had a certain degree of MR compatibility.

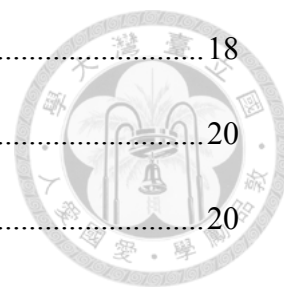
Keywords: C-shaped ultrasound transducer, hyperthermia, breast tumors, piezoelectric-composite material, phased-array transducer

目錄

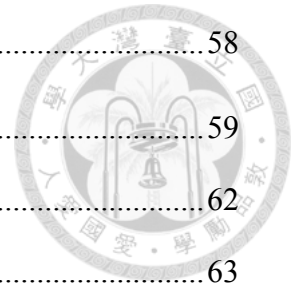


口試委員審定書.....	ii
致謝.....	iii
摘要.....	iv
英文摘要.....	v
目錄.....	vii
圖目錄.....	x
表目錄.....	xiii
第 1 章 緒論.....	1
1.1 乳癌.....	2
1.2 乳癌的治療.....	3
1.2.1 現有療法.....	3
1.2.2 熱治療.....	4
1.2.3 新興療法.....	5
1.3 超音波治療之應用.....	6
1.4 環形超音波換能器回顧.....	8
1.5 研究動機.....	9
第 2 章 壓電原理.....	10
2.1 壓電效應.....	10
2.2 壓電效應統御方程式.....	12
2.3 壓電材料.....	14
2.3.1 1-3 壓電複合材料.....	15

2.4 壓電材料特性參數	18
第 3 章 超音波換能器之設計	20
3.1 設計考量	20
3.2 換能器外殼設計	22
3.3 阻抗匹配電路	25
第 4 章 換能器製程與特性化量測	28
4.1 換能器製程	28
4.1.1 1-3 壓電複合材料之製程	28
4.1.2 封裝流程	35
4.2 壓電陶瓷特性化測試	36
4.2.1 電聲轉換效率測試	36
4.2.2 壓電片穩定性測試	37
4.2.3 組織仿體實驗	38
第 5 章 結果與討論	40
5.1 換能器之硬體製作與特性化測試	40
5.1.1 換能器製作	40
5.1.2 磁振造影相容之超音波換能器	41
5.1.3 匹配電路	42
5.1.4 電聲轉換效率	50
5.2 壓電片穩定性測試	54
5.2.1 壓電片表面工作溫度量測	54
5.2.2 輸入電功率測試	54
5.2.3 電聲轉換效率測試	57



5.3 換能器效能提升探討	58
5.3.1 聚焦點大小	59
5.3.2 電聲轉換效率的提升	62
第 6 章 結論與未來展望	63
參考文獻	64



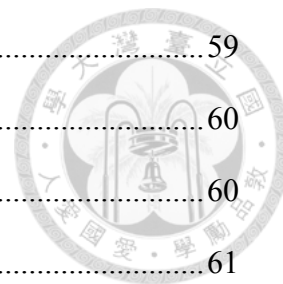
圖目錄



圖 1.1	民國 100 年女性癌症死亡資料[1].....	1
圖 1.2	民國 100 年女性癌症死亡資料[1].....	1
圖 1.3	細胞對溫度與受熱時間的存活率曲線[2].....	4
圖 1.4	市售的 MRIgHIFU 系統(Exablate 2000, InSightec)[5].....	7
圖 1.5	環形 200 單元之相位陣列超音波換能器[7].....	8
圖 1.6	16 單元之環形相位陣列換能器.....	9
圖 2.1	正壓電效應.....	11
圖 2.2	逆壓電效應.....	11
圖 2.3	複合材料壓電片.....	15
圖 2.4	雙向複合材料示意圖.....	15
圖 2.5	1-3 壓電複合材料結構示意圖.....	16
圖 2.6	VF 值與 Kt 值之關係[12].....	17
圖 3.1	承載環形換能器之機械移動平台[14].....	20
圖 3.2	定位系統架構圖[14].....	21
圖 3.3	16 個壓電單元所形成的半環形換能器外觀.....	21
圖 3.4	壓電片裁切前後對照圖.....	23
圖 3.5	換能器外殼設計圖.....	23
圖 3.6	外殼本體三視圖.....	24
圖 3.7	外殼後蓋三視圖.....	24
圖 3.8	防水接頭插上外殼示意圖.....	25
圖 3.9	阻抗分析儀(國衛院醫工所提供)所量測之壓電複合材料阻抗.....	25
圖 3.10	LC 電路示意圖.....	27
圖 3.11	Smith Chart 軟體示意圖.....	27

圖 4.1	複合壓電片製作流程圖.....	28
圖 4.2	壓電陶瓷片切割後示意圖.....	29
圖 4.3	濺鍍機示意圖.....	30
圖 4.4	鍍金機示意圖.....	31
圖 4.5	電鍍示意圖.....	31
圖 4.6	熱壓成形之模具.....	32
圖 4.7	壓電片噴上絕緣漆.....	33
圖 4.8	1-3 壓電複合材料製程堆疊圖.....	34
圖 4.9	電聲轉換效率量測示意圖[9].....	36
圖 4.10	穩定性測試儀器設備.....	37
圖 4.11	溫感仿體.....	38
圖 4.12	多通道高功率驅動器系統架構.....	39
圖 4.13	多通道高功率驅動器系統.....	39
圖 5.1	半環型換能器完成圖.....	40
圖 5.2	放置於磁振造影系統之超音波換能器.....	41
圖 5.3	搭配 16 單元之換能器匹配電路.....	42
圖 5.4	以下各子圖為單元一至單元十六電路匹配前後的阻抗特性曲線.....	43
圖 5.5	以下各子圖為單元一至單元十六之電聲轉換效率.....	51
圖 5.6	壓電片溫度隨工作時間的變化.....	54
圖 5.7	壓電片輸入電功率與時間的關係.....	55
圖 5.8	匹配元件溫度與時間之關係圖.....	55
圖 5.9	壓電片工作前阻抗特性.....	56
圖 5.10	壓電片工作至 900s 之阻抗特性.....	56
圖 5.11	電聲轉換效率之變化.....	57
圖 5.12	水聽器示意圖.....	59

圖 5.13	聚焦點大小量測實驗架構圖	59
圖 5.14	換能器坐標軸示意圖	60
圖 5.15	XY 平面之-6dB 聚焦區域量測結果	60
圖 5.16	YZ 平面之-6dB 聚焦區域量測結果	61
圖 5.17	XZ 平面之-6dB 聚焦區域量測結	61
圖 5.18	壓電片在 $k=0.15\text{mm}$ 時之電聲轉換效率	62



表目錄



表 1.1 乳癌之分期.....	2
表 2.1 各種壓電係數定義.....	13
表 4.1 溫感仿體組成成分與比例.....	38
表 5.1 16 單元之壓電片其共振頻率與誤差.....	43
表 5.2 加入匹配電路後的 16 單元之換能器與功率放大器結合後的輸出結果....	49
表 5.3 使用多通道高功率驅動器系統之各單元輸入功率.....	58



第1章 緒論

惡性腫瘤長期以來都是台灣十大死因中的第一名，如下圖 1.1 所示。而在惡性腫瘤之中，乳癌更是女性的夢魘，其發生率為亞洲第二高(僅次於新加坡)，而其死亡率也高居女性癌症的第四位(民國 100 年)[1]，如下圖 1.2 所示。歸咎其原因可能與高齡產婦、菸癮與服用賀爾蒙藥物有關。

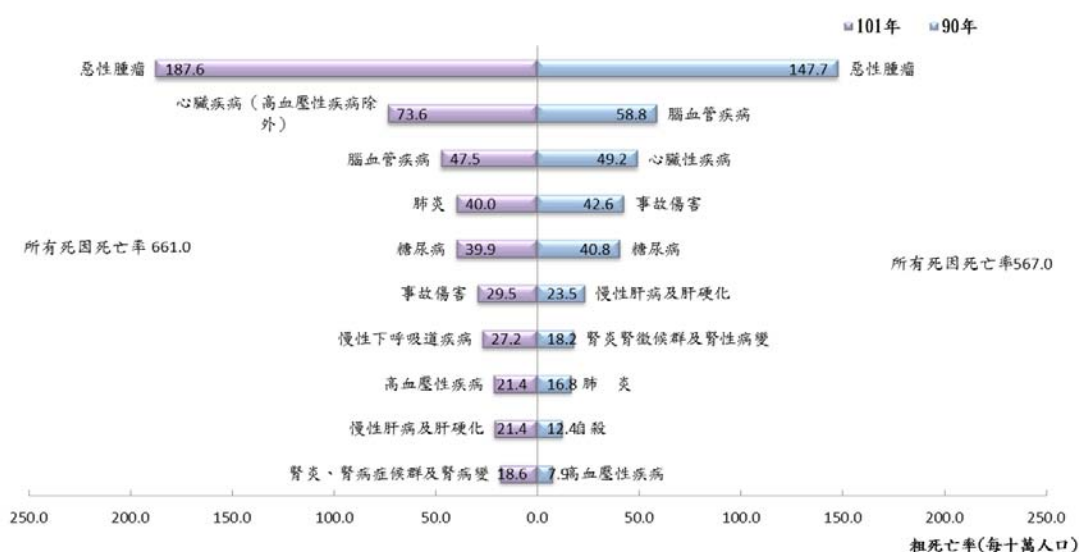


圖 1.1 民國 100 年女性癌症死亡資料[1]

順位	癌症死因	個案數 (人)	粗死亡率 (每十萬人口)	年齡標準化死亡率 (每十萬人口)
1	氣管、支氣管和肺癌	2,801	24.2	16.5
2	肝和肝內膽管癌	2,389	20.7	14.3
3	結腸、直腸和肛門癌	2,046	17.7	11.9
4	女性乳房癌	1,852	16.0	11.6
5	胃癌	806	7.0	4.7
6	胰臟癌	700	6.1	4.1
7	子宮頸癌、明示子	681	5.9	4.1
8	卵巢癌	445	3.9	2.8
9	非何杰金氏淋巴瘤	358	3.1	2.1
10	白血病	338	2.9	2.2
	所有癌症	15,514	134.3	93.4

圖 1.2 民國 100 年女性癌症死亡資料[1]



1.1 乳癌

雖然乳癌發生率很高，但早期的乳癌其實是可以靠自我檢查來發現的，例如乳房腫塊或乳頭凹陷等等。另外如果發現乳房有異狀，也可使用超音波、乳管攝影或磁振造影來做進一步的檢查。初期的乳癌存活率是非常高的。

國際抗癌協會(International Union Against Cancer)首先提出 TNM 系統，此系統可以用來判斷癌症病情的輕重，有利於醫師規劃最適合患者的治療方式。乳癌分期由原發性腫瘤(Primary Tumor)的大小、局部淋巴結轉移的情形(Regional Lymph Nodes)、遠處轉移情形(Distant Metastasis)來分期(表 1.1)。

表 1.1 乳癌之分期

期別	判定標準
0	原位乳癌，含乳管原位癌及乳小葉原位癌。
I	腫瘤小於或等於 2cm，沒有轉移至淋巴結。
II A	腫瘤小於 2cm，淋巴結發生轉移;或腫瘤介於 2-5cm，並未發生淋巴結轉移。
II B	腫瘤 2-5cm，淋巴結有轉移;或腫瘤大於 5cm 但無淋巴結轉移。
III A	腫瘤大於 5cm，且轉移至淋巴結。 腫瘤小於 5cm 但腋下淋巴結彼此連結;腋下淋巴結周圍組織產生沾黏。 腫瘤小於 5cm，但發生 4-9 顆淋巴結轉移。
III B	癌塊侵犯胸壁或胸壁皮膚受乳癌侵潤。
III C	不論腫瘤大小，但發生多於 10 顆以上淋巴腺轉移；同側腋下及內乳淋巴結(Internal Mammary Node)轉移或鎖骨上淋巴腺轉移。
IV	腫瘤大小不拘，但有發生遠處器官轉移(如:肺、肝、骨骼、腦部等)。



1.2 乳癌的治療

乳癌其實有很多種治療的方法，重點是醫生要根據患者的病況，如腫瘤細胞的型態、侵犯程度，來跟患者討論最適合它的治療方法。

1.2.1 現有療法

若在早期就發現乳癌的症狀，腫瘤較小可選擇使用腫瘤切除術(lumpectomy)，這將只會切除腫瘤及附近的組織，保留部分乳房。但若腫瘤太大或多處都有腫瘤，就得使用乳房根除術(Radical Mastectomy)將整個乳房予以切除。對乳房切除的恐懼使得病人生活在痛苦之中。另外也可以使用放射性治療(Radiotherapy)，用放射線對準腫瘤並照射，使腫瘤漸漸縮小後消滅。放射線治療的輻射線行進的路徑有可能傷害到胸壁、心臟、胸骨和肺臟，造成肋骨軟化和肺水腫等副作用；多次的治療所累積的輻射劑量也可能使皮膚產生病變。

化學治療(Adjuvant Chemotherapy)是經由停止癌細胞的生長或直接破壞癌細胞等手段來達成治癌的目地，須配合抗癌藥物的使用。但許多化療藥物的療效不具細胞專一性，所以藥物除了消滅癌細胞之外，常伴隨著血液中白血球數量下降、疲勞、噁心、嘔吐、落髮、造血功能降低、藥物過敏等等副作用。有時一種療效無法達到預期的效果，就得多種療法配合使用，各種療法的副作用與對乳房切除的恐懼使得病人生活在痛苦之中。



1.2.2 熱治療

在十七世紀時，就已經有文獻指出人們運用熱鐵環治療乳癌。在十九世紀德國人發現丹毒所引發的高燒，會使得腫瘤消退。根據研究發現，細胞存活率對溫度與加熱時間有高度的敏感性，及細胞存活率會隨著溫度的增加與加熱時間的增強而大幅降低。在 1978 年由 Sapareto 和 Dewey 提出了細胞存活率與溫度和受熱時間之關係圖[2]，如下圖 1.3。舉例說明，當加熱時間與溫度維持在 43°C、60 分鐘左右，細胞的存活率將會降低至 1% 以下，若此時將溫度升高 1°C，則要達到相同加熱效果的時間只要原先的一半。Sapareto 和 Dewey 證實了溫度對細胞破壞的機制是，高溫(約 43°C 以上)，會對細胞引發蛋白質變性，因此造成細胞的凝固性壞死。

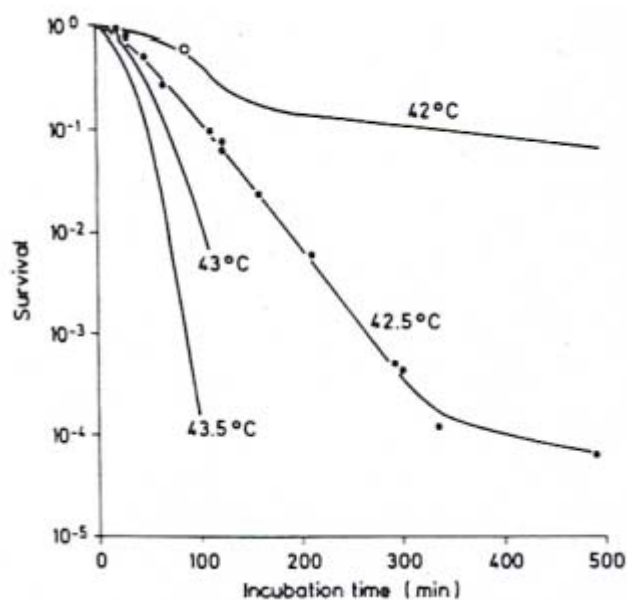


圖 1.3 細胞對溫度與受熱時間的存活率曲線[2]



1.2.3 新興療法

基於熱治療的原理，不須切除乳房的微侵入式或非侵入式之保乳療法為近年來新興的療法，發展迅速，常見的有：

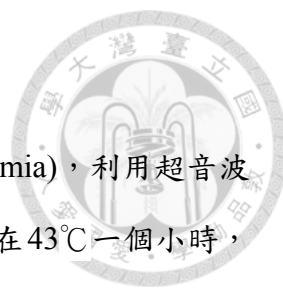
射頻燒灼術(Radiofrequency Ablation, RFA):利用探針插入體內，導入電流，使探針周圍產生射頻與高熱，造成腫瘤凝固性壞死。

間質雷射療法(Interstitial Laser Ablation, ILA):插入一具有光學纖維的細管，射出雷射切斷或摧毀腫瘤。

冷凍療法(Cryoablation):將器具插入患部，導入液態氮或氬氣急速冷凍，使癌組織壞死。

微波消融治療(Microwave Thermotherapy):利用微波天線插入患部進行熱治療。

保乳手術的考量點主要有 8 個因素：病灶大於 4cm，邊界不清楚者；腋窩淋巴結明顯腫大或臨床上考慮有淋巴結轉移者；病灶為多發者；不能保證可獲得有效、充分的放療者，乳腺區域既往有放療史者，患有膠原血管性疾病者；乳房較小，但腫瘤較大，術後不能保持乳房外形者；不願接受保乳手術治療者；早、中期妊娠者是放療的絕對禁忌症，不宜行保乳手術，但晚期妊娠者可實行保乳手術，待分娩後再行放療；腫瘤位於乳頭、乳暈者。不過上述之療法都還是微創療法，要做到完全無侵入式的物理性療法就屬高強度聚焦超音波治療(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)。



1.3 超音波治療之應用

超音波應用於治療癌症主要分成兩種：(一)熱治療(Hyperthermia)，利用超音波為聲波的原理，具有穿透組織的特性將能量傳到腫瘤，使腫瘤維持在 43°C 一個小時，通常會搭配化學治療或放射線治療[3]。(二)熱手術(Thermal Surgery)是將能量強度更高的超音波傳到腫瘤，造成其快速溫升至 56°C ，使得腫瘤組織產生不可逆的凝固性壞死(Coagulation Necrosis)，時間通常在數秒內，也因此對於熱手術的溫度控制是需要非常精準的。高強度聚焦超音波為一種達成熱手術的方法，其利用超音波換能器的幾何形狀來形成一個高強度聚焦區域，在聚焦區內能量極高。現今對高強度聚焦超音波的溫度控制主要有兩種：(一)超音波影像(Ultrasound Image)，其使用 B mode 的超音波影像當作導引，現今技術上不能達到精準的溫度量測(二)磁振造影(Magnetic Resonance Image, MRI)，其可以達到溫度量測以外，還能偵測到組織的壞死。以磁振造影導引之高強度聚焦性超音波系統已應用在許多種腫瘤治療上，如：子宮肌瘤、前列腺癌、肝癌以及乳癌，在 2004 年美國食品藥物管理局(Food and Drug Administration, FDA)核准了磁振造影導引之高強度聚焦超音波來治療子宮肌瘤[4]，它是由 InSightec 公司所開發，如下圖 1.4。在骨癌、肝癌、腦癌都因為在超音波傳導的路徑上會經過擁有超音波吸收係數較高的骨頭，因此會造成骨頭過熱、聚焦點不明顯等問題。

2001年時，Harvard University 的團隊發表首次將MRIgHIFU此系統應用在乳癌治療上，使用的超音波換能器為單一元素的球面聚焦型、半徑10公分、曲率半徑8公分、操作頻率在 1.5MHz[5]，並使用MRI做為影像定位導引及溫度監控。該團隊在2004年發表了新型超音波換能器的模擬，其使用半徑為7公分的半球型、191個元素的相位陣列式超音波器[6]，可針對直徑1.5~2.4cm的腫瘤做治療，並且可以集中80°C的高溫在腫瘤的位置上，比起單一元素的換能器可以減少治療時間，並且可以藉由調控晶片的相位選擇聚焦區域。

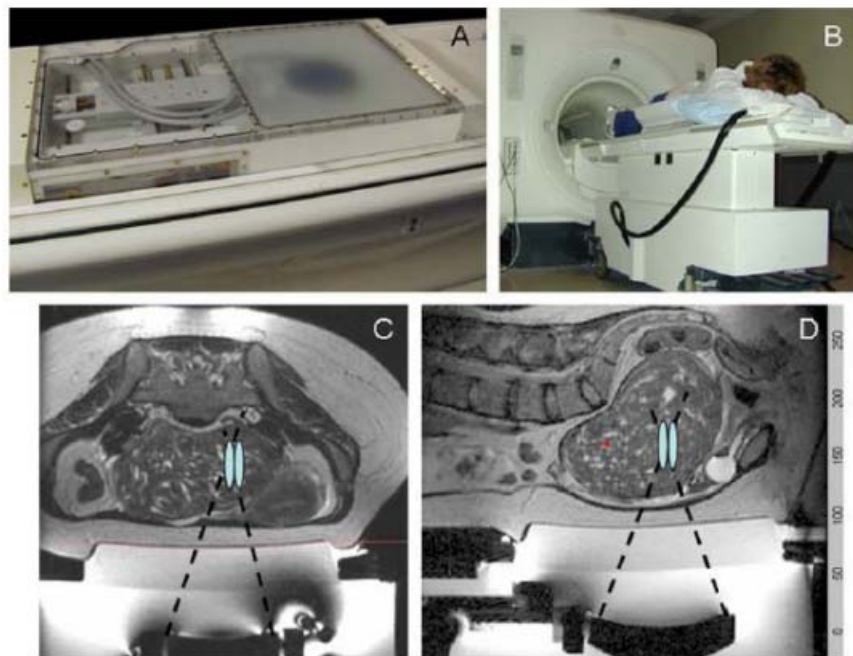


圖 1.4 市售的 MRIgHIFU 系統(Exablate 2000, InSightec)[5]



1.4 環形超音波換能器回顧

由於超音波有著非侵入式的優點，加上許多有關超音波熱手術的研究，證實了HIFU 能對乳癌有效的治療。然而在使用半球型超音波換能器會有部分聲波傳至肋骨，且因為肋骨的吸收係數比較組織大的多，這樣的特性會造成肋骨明顯的溫升，進一步傷害到患者。因此環形(Ring-Shaped)超音波換能器被提出。環形換能器其幾何特性恰巧能避開此問題，更有文獻針對環型換能器的特性做探討和其聚焦點的模擬[7]，其結果都證明了環形換能器針對乳癌的可行性。

本實驗室在 2007 年，模擬了一套由 200 個單元所組成的環形相位陣列超音波換能器[8]，操作頻率為 1MHz，半徑為 10cm，高為 2cm，如下圖 1.5 所示，採用的是多聚焦點掃描的加熱策略，除了可大幅降低整體的治療時間外，還可以避免在肋骨上產生不必要的溫升。在 2011 年，本實驗完成了一具半徑為 10cm，曲率半徑也為 10cm，高 2cm 之 16 個獨立單元之換能器[9]，其驅動頻率為 1MHz，如下圖 1.6 所示，證明環形相位聚焦式換能器能搭配不同相位的聚焦模式，產生足夠的加熱範圍與溫升效果。

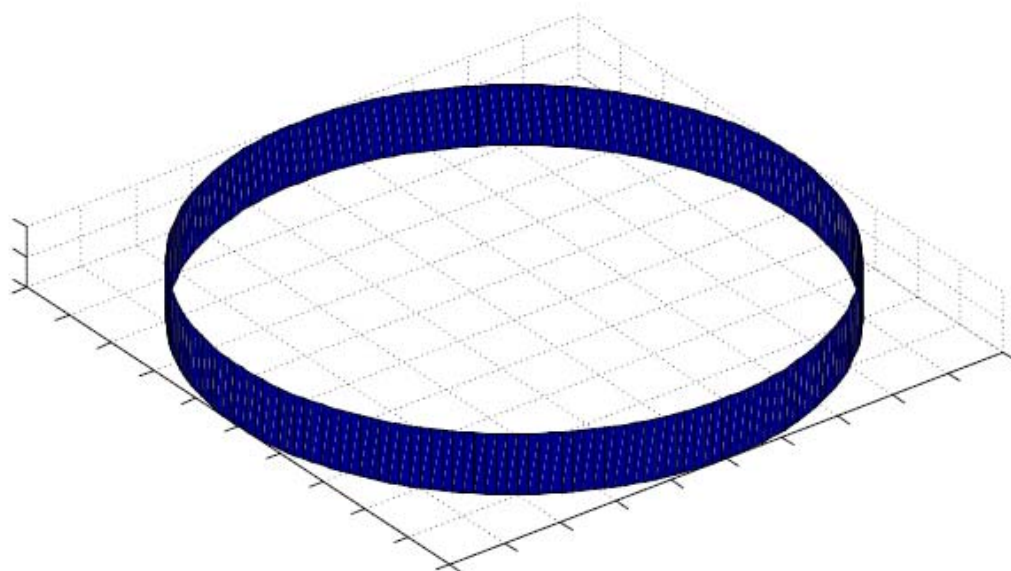


圖 1.5 環形 200 單元之相位陣列超音波換能器[7]

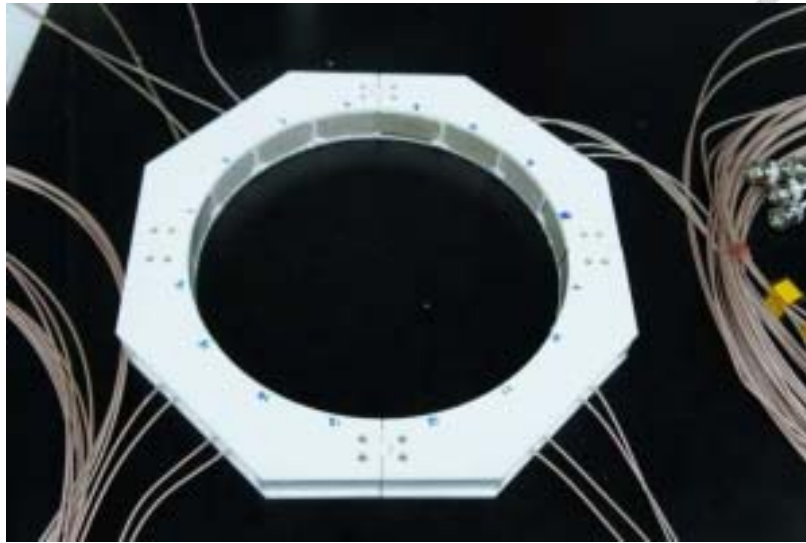


圖 1.6 16 單元之環形相位陣列換能器

1.5 研究動機

如 1.4 節所述，本實驗室證明了環形換能器對於乳癌腫瘤治療有其優勢，並開發出 1MHz 之環形換能器。本研究目的在於開發更高頻的磁振相容相位調控半環形超音波換能器，更高的頻率可使聚焦特性更精確，期許能有效地縮短治療時間以及治療接近乳房表面的腫瘤。另外環形的換能器雖然有聲窗口較大，避免皮膚燒傷的優點，但也因此有輸出之超音波衰減過高的缺點，半環形的設計可以在聲窗口大小與超音波衰減上取得較好的平衡。

第2章 壓電原理



本實驗為設計一超音波換能器。所謂的換能器就是能將能量轉換成不同種形式的裝置，日常生活中常見的耳機、麥克風都是換能器的一種。而超音波換能器為一種將高頻電能轉換為機械能(即聲能)的裝置，且換能器本身只會消耗極小的功率，所以轉換的效率極高，轉換後的聲能會以波的形式傳出，並可以在一定的範圍內聚焦而產生高溫。換能器是使用壓電效應來做能量的轉換，以下將對壓電原理做詳細的介紹。

2.1 壓電效應

壓電效應(Piezoelectric Effect)在 1880 年由 Pierre Curie 和 Jacques Curie 兄弟發現，若材料擁有能將電能與機械能互換的現象，即稱為壓電材料。而壓電效應分成正壓電效應(Direct Piezoelectric Effect)及逆壓電效應(Converse Piezoelectric Effect)，詳細介紹如下：

(1) 正壓電效應

當壓電材料受到一外力時，所產生的應力使得材料中的晶體產生形變，致使內部的正負電荷距離改變，形成一極化電場，使得晶體內部產生極化電流。而晶體外由於極化電場的改變，使得在壓電材料表面電極的自由電子產生電位差，此種效應即為正壓電效應，如下圖 2.1。

(2) 逆壓電效應

逆壓電效應則是當對壓電材料施予一極化電場，其會產生一形變的現象。若是外加電場與其極化方向一樣的話，壓電材料會沿著極化方向伸長變形，反之亦然。故當對此材料外加一交流電場，則材料會產生往復的形變，如下圖 2.2。

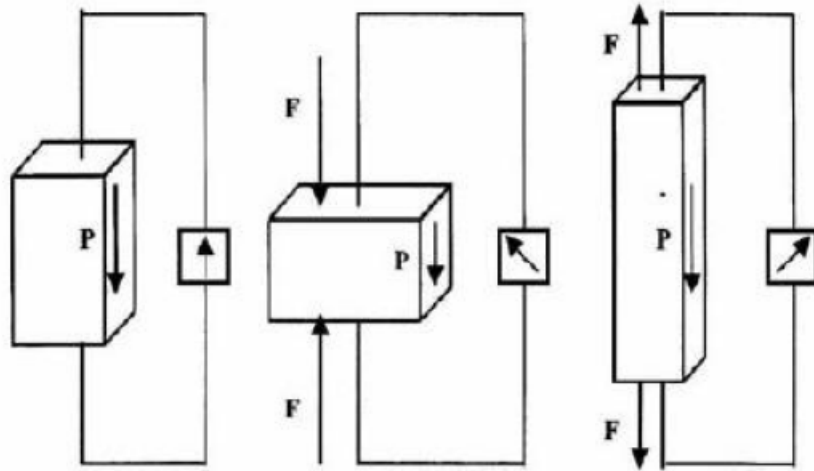


圖 2.1 正壓電效應

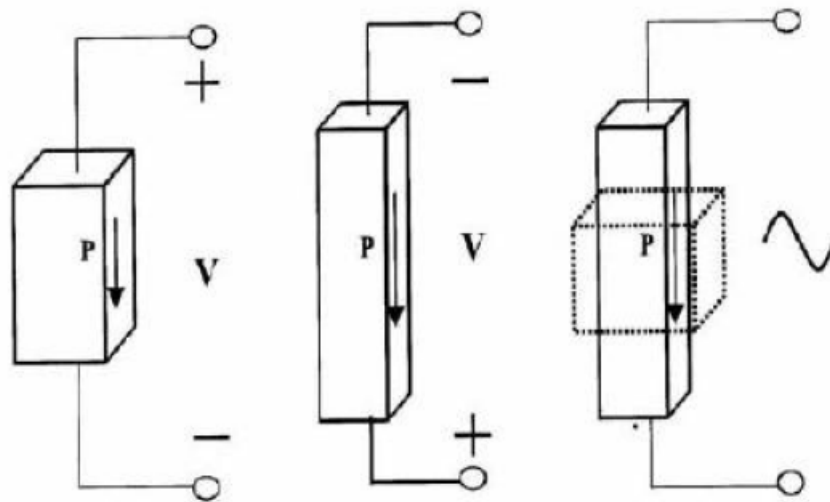


圖 2.2 逆壓電效應



2.2 壓電效應統御方程式

為了更清楚描述壓電材料的工作特性，本研究藉由壓電方程式來探討機械能和電能之間的交互關係。當材料受力時，其機械應力(T)與機械應變(S)之間的關係為：

$$S = sT \quad (2.1)$$

或

$$T = cS \quad (2.2)$$

s 為柔性常數(Elastic Compliance)；c 為剛性常數(Elastic Stiffness)。

當材料兩端電極施以一外加電場(E)時，在材料內部會產生電位移(D)，兩者之間的關係為：

$$D = \epsilon E \quad (2.3)$$

或

$$E = \beta D \quad (2.4)$$

ϵ 為介電係數(Dielectric Constant)； β 為反誘電係數(Impermeability)。

由於壓電材料具有機電耦合的特性，其機械效應(應力、應變)和介電效應(電場、電位移)之間互相影響，所以探討其力學、電學與機電耦合常數之間的轉換關係時，依照自變數和應變數的不同，壓電方程式表示成以下四種不同的形式：

d 型

$$S = s^E T + d^E E \quad (2.5)$$

$$D = d^T T + \epsilon^T E \quad (2.6)$$

g 型

$$S = s^D T + g_i D \quad (2.7)$$

$$E = -g^T T + \beta^T D \quad (2.8)$$

e 型

$$T = c^E S - e E \quad (2.9)$$

$$D = e S + \epsilon^S E \quad (2.10)$$



h 型

$$T = c^D S - h D \quad (2.11)$$

$$E = -h S + \beta^D D \quad (2.12)$$

其中的參數定義如下表 2.1[9]。

表 2.1 各種壓電係數定義

符號	定義
d, g, e, h	壓電常數
d_t, g_t, e_t, h_t	分別為 d, g, e, h 的轉置矩陣
s^E	電場固定時的柔性常數
s^D	電位移固定時的柔性常數
c^E	電場固定時的剛性常數
c^D	電位移固定時的剛性常數
ϵ^T	應力固定時的介電係數
ϵ^S	應變固定時的介電係數
β^T	應力固定時的反誘電係數
β^S	應變固定時的反誘電係數



2.3 壓電材料

壓電材料若按物理結構來分類能分成如下[10]:

- 一.單晶類(Single Crystal)：石英(SiO_2)、電氣石、硫酸鋰($\text{LiSO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$, LSH)、鋯酸鋰(LiNbO_3)、鍺酸鋰(Li_2GeO_3)等。
- 二.高分子聚合物類(Polymer)：聚偏氟乙烯(PVDF)等。
- 三.陶瓷類(Ceramic)：鈦酸鋇(BaTiO_3)、鈦酸鉛(PbTiO_3)、鋯鈦酸鉛(PZT)等
- 四.複合材料：PVDF 和 PZT 混合等。

上述各分類都有優缺點，例如單晶類具有良好的溫度特性、機械品質因子大，但其製程困難；高分子聚合物類有跟水較接近的聲學阻抗，但其壓電參數小，且需要較高的極化電壓。在醫學上用的超音波換能器主要是採用陶瓷類的壓電材料，原因有[10]:

- (1) 電聲轉換效率高
- (2) 方便加工成各種形狀
- (3) 具水溶性、耐酸鹼
- (4) 機械強度較大
- (5) 可透過參雜材料配方來改變特性等
- (6) 頻寬較大，允許頻率不準確的誤差
- (7) 聲阻抗較合適，反射較小



2.3.1 1-3 壓電複合材料

本研究所使用的材料為 PZT-4 與樹脂的雙向複合材料，如圖 2.3 所示即為複合材料之壓電片。而雙向複合材料共有 10 種組合方式[11]，我們使用的是 1-3 壓電複合材料，其是指一種材料只在一個方向上有連接，另一種材料則是在三個方向有連接，如圖 2.4。由於雙向複合材料能提高機電耦合因素、擁有比陶瓷類壓電材料更低的聲阻抗以及可以增加壓電陶瓷的抗彎強度，使其能製作成不同的幾何形狀。



圖 2.3 複合材料壓電片

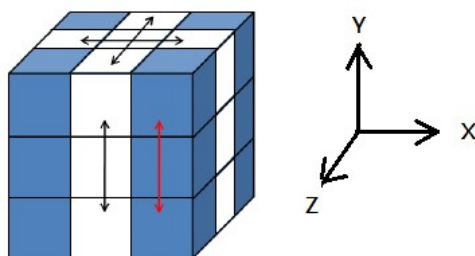


圖 2.4 雙向複合材料示意圖



對於壓電複合材料而言，有兩個參數是非常重要的，那就是陶瓷體積比(Volume Fraction, VF)與陶瓷寬高比(Aspect Ratio, AR)。

陶瓷體積比:

$$VF = \left(\frac{W}{W+K}\right)^2 \times 100\% \quad (2.13)$$

陶瓷寬高比:

$$AR = \frac{W}{H} \quad (2.14)$$

各種符號的定義如下圖 2.5 所示，其中 W：壓電陶瓷柱寬度；K：樹脂寬度；
H：複合壓電陶瓷厚度

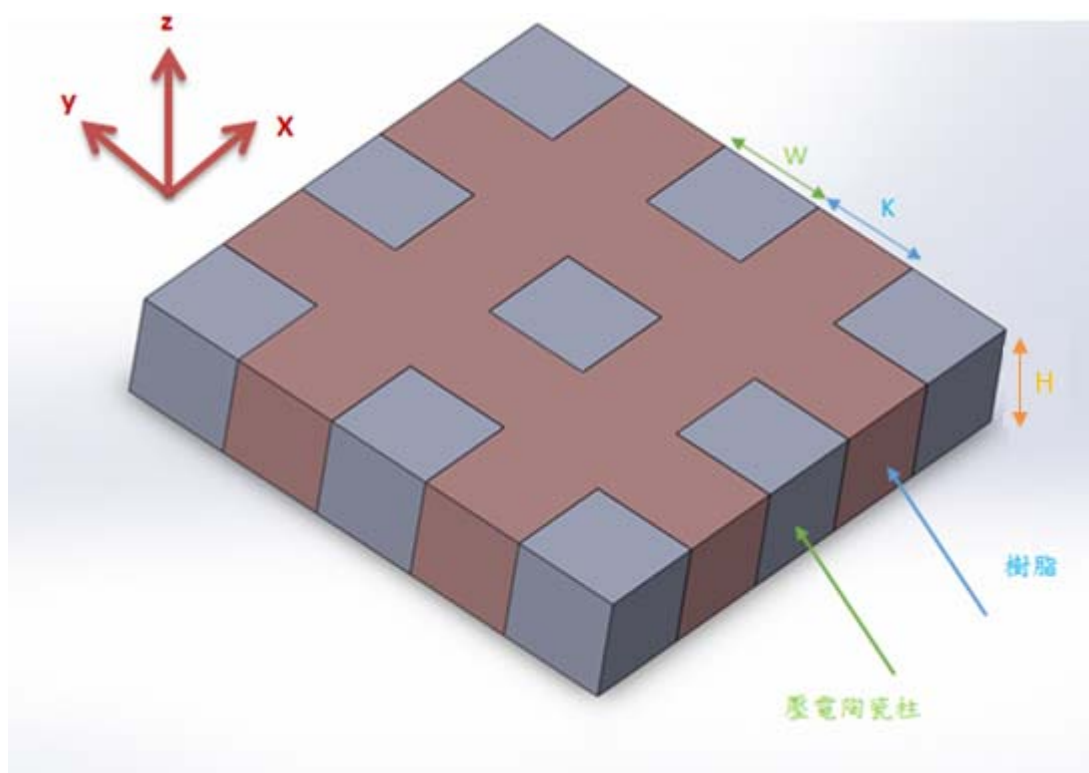


圖 2.5 1-3 壓電複合材料結構示意圖

VF 值希望愈高愈好，VF 愈高則機械耦合因數(K_t)愈高，一般大約為 20%~80%，如下圖 2.6 所示。 $(K_t$ 愈高，則電能轉換成機械能的效率愈好)。而 AR 值則是希望愈低愈好，因為 AR 值愈小陶瓷柱愈細長，xy 軸的震動干擾會愈小。本實驗將採用 $W=0.2\text{mm}$ ， $H=0.64\text{mm}$ ， $K=0.2\text{mm}$ 之 1-3 複合材料壓電片，此時之 VF 值為 0.25，AR 值為 0.3，皆符合上述的標準。

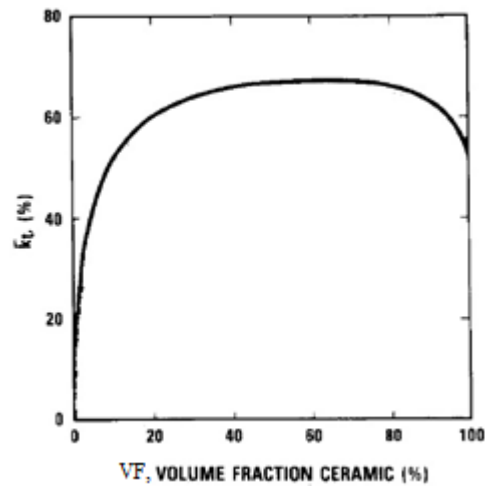


圖 2.6 VF 值與 K_t 值之關係[12]



2.4 壓電材料特性參數

在使用壓電材料製作成超音波換能器時，選用的材料根據目的而改變，因此

除了壓電參數以外，本節所提到的特性參數也能給研發人員作為材料選擇的判斷。

(1) 機電耦合因數(Electro-Mechanical Coupling Factor, k)

機電耦合因數是指電能和機械能之間能量轉換的能力，定義為儲存的機械能(電能)與外加電能(機械能)比值的平方根：

$$k = \left(\frac{\text{儲存機械能}}{\text{外加電能}} \right)^{\frac{1}{2}} = \left(\frac{\text{儲存電能}}{\text{外加機械能}} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2.15)$$

機電耦合因數越高表示其轉換效率越高，故此值常被提出來討論。而針對不同目的對 k 值的要求不一樣，但通常是希望越高越好。

(2) 機械品質因子(Mechanical Quality Factor, Q factor)

Q 值的意義為材料在做振動時，其內部阻尼所造成的能量損失，其值越高表示能量損失越小。

定義為：

$$Q = 2\pi \times \frac{\text{每週期儲存的機械能}}{\text{每週期損失的機械能}} \quad (2.16)$$

(3) 電聲轉換效率

電聲轉換效率是指輸入的電壓轉換成聲學能的能力，它能直接的判斷換能器的輸出效率，通常跟機電耦合係數呈正相關。其公式為：

$$\text{電聲轉換效率} = \frac{\text{輸出聲能}}{\text{輸入電能}} \times 100\% \quad (2.17)$$



(4) 介電損耗(Dielectric Loss Tangent)

介電損耗是描述壓電材料在交流電場介電行為的損耗。當壓電材料受到外加交流電場時，晶體內的極化現象會隨著交流電場方向的改變而變化，但若外加交流電場頻率過快時，導致晶體極化的速度無法跟上交流電場的改變，此時會產生極化滯，此一現象會導致介電損耗的發生，使得部分能量消耗掉。

(5) 聲阻抗(Acoustic Impedance, Z_a)

聲阻抗定義為波行經的介質密度與波在介質中的速度乘積。由於不同的聲學介面在聲波傳遞時會造成能量的耗損，故在使用超音波換能器發射聲波的時候，會希望壓電材料的聲阻抗能跟組織接近。

$$Z_a = \text{介質密度} \times \text{聲速} \quad (2.18)$$

(6) 壓電常數 d_{33} [13]

壓電常數 d_{33} 是機電耦合時一個非常重要的參數。依照不同的表示方式能表示為壓電應變常數或是壓電電荷常數。壓電應變常數是指電場強度的變化所引起的應變變化；而壓電電荷常數是指應力變化時所引起的電位移變化。 d_{33} 下標的第一個 3 表示電量方向，第二個 3 表示力學量方向。

第3章 超音波換能器之設計



本章將針對換能器從裡到外的設計考量作詳細的介紹。

3.1 設計考量

本研究所採用的 HIFU 換能器是針對治療乳房腫瘤而設計。根據臨床上的需求，所設計驅動頻率也有所差異。頻率愈高，超音波能量愈集中，所形成的聚焦範圍愈小，聚焦區的溫度變化梯度愈大；且頻率愈高，超音波能量在行進的過程受組織衰減的情形愈顯著，所以聚焦的深度比較短。所以依不同深度位置、不同大小的病灶和所希望的整體治療時間長短等考量因素，就有不同的頻率設計。由於本研究的頻率為 2.5MHz，屬於高頻率超音波，所以更準確地來說是為了治療靠近皮膚表層的腫瘤而設計的。HIFU 換能器手術設計是將患者以俯臥的姿勢，使得乳房自然垂下，而再將環形換能器圍繞之，根據病灶位置而透過機械平台的移動以及相位調控來達到治療的目的。本實驗室在 2013 年開發了一套應用於磁振造影導引聚焦式超音波乳房腫瘤治療之定位系統，此系統有足夠的定位精準度及 MR 相容性，可有效承載環形陣列式超音波換能器做乳房腫瘤熱手術，其承載換能器之平台如下圖 3.1 所示，而此定位系統之架構圖則如下圖 3.2 所示[14]。另外換能器的設計也需考量磁振相容，因此得考慮到材料是否能有磁性的干擾。換能器的設計考量將是治療的關鍵。



圖 3.1 承載環形換能器之機械移動平台[14]

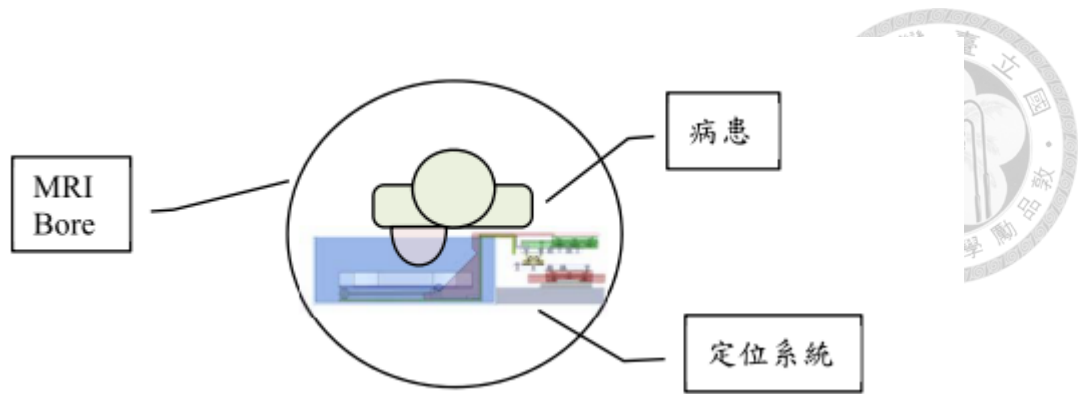


圖 3.2 定位系統架構圖[14]

由於半環形的幾何形狀以及聲波傳遞的特性，使得在設計 HIFU 半環形換能器時，能製作出一聚焦中心區(Focal Zone)，在聚焦中心區域上能量最集中，是 HIFU 燒灼時最常使用到的幾何位置。本研究所設計的換能器直徑(D)為 20cm。換能器上壓電單元的曲率半徑(Radius of Curvature, R)為 10cm，換能器的高度(H)為 2.5cm。可配合前述之機械式平台移動而設計，如下圖 3.3。幾何聚焦中心即為圓心的位置。

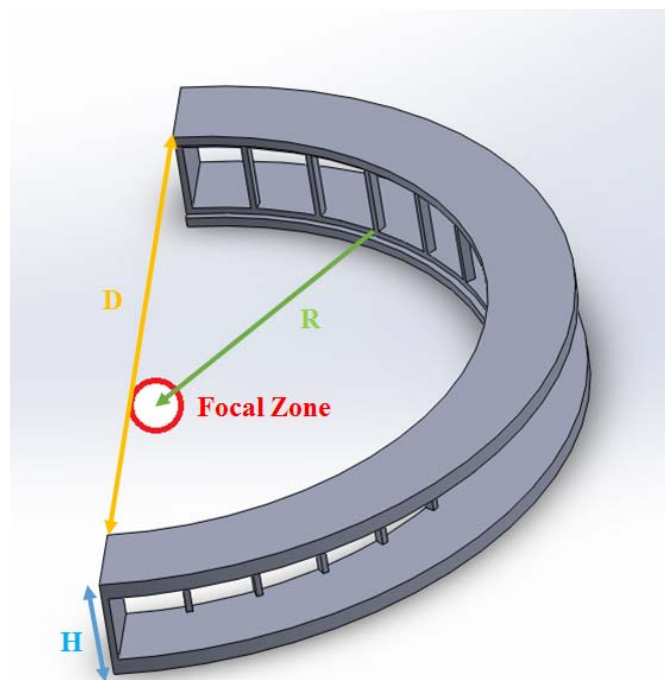


圖 3.3 16 個壓電單元所形成的半環形換能器外觀



3.2 換能器外殼設計

在確認了半環形換能器的理想構造之後，接下來就是要將其外殼(Housing)設計出來，將 16 個單元的壓電片與外殼作封裝組合。需要的考量就是將 16 單元壓電片平均分配在半環形的外殼上，並緊密的結合，另外要盡量減少外殼體積以方便操作與攜帶，防水與後續的維修考量也是重要的課題。

換能器的外殼設計有以下幾點考量：

- (1) 已確認的半環型外觀
- (2) 訂製壓電片的大小
- (3) 機械式移動平台的尺寸
- (4) 壓電片聚焦距離
- (5) 易於封裝與拆解
- (6) 防水性

由於委託瓷能股份有限公司(台灣,桃園)訂製的壓電片大小不符合半環形的外觀設計，所以再將送來之壓電片作裁切的動作，如下圖 3.4 所示。綜合這些考量，設計出如下圖 3.5 之半環形換能器。其詳細三視圖如下圖 3.6 與圖 3.7 所示。外殼可分為本體與後蓋兩部分，分為兩部分可使換能器出現異常時，易於拆解維修。本體使用數根柱子將其分為 16 個小區塊，易於壓電片的固定。而後蓋的雙圓孔設計是為了插上與全冠股份有限公司(台灣，台北)所購買的防水接頭，如圖 3.8 所示，此防水接頭上有八個孔洞，可使連接壓電片的同軸電纜集中並穿出換能器，使換能器周圍不會佈滿電線，易於換能器的攜帶，另外此防水接頭經過嚴格的測試可置放於水下 20 公尺不漏水，使得換能器的防水措施更加完善。

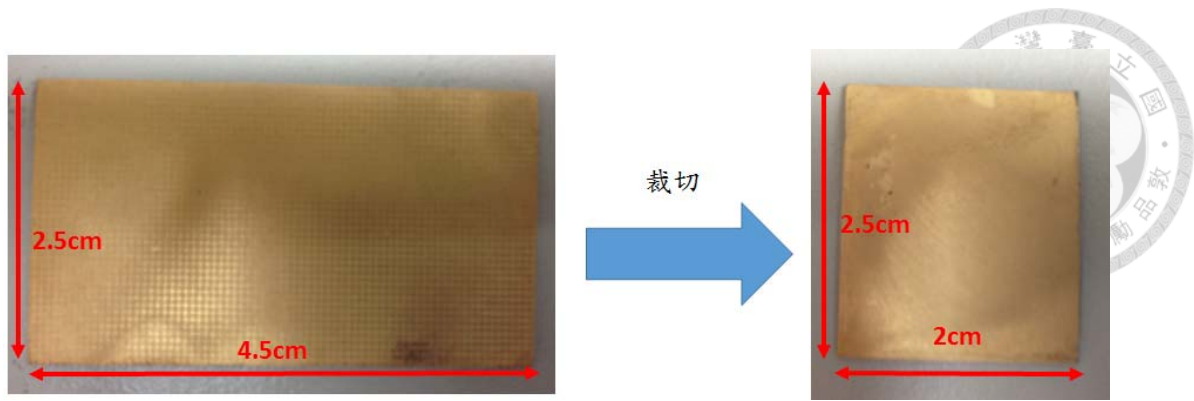


圖 3.4 壓電片裁切前後對照圖



圖 3.5 換能器外殼設計圖

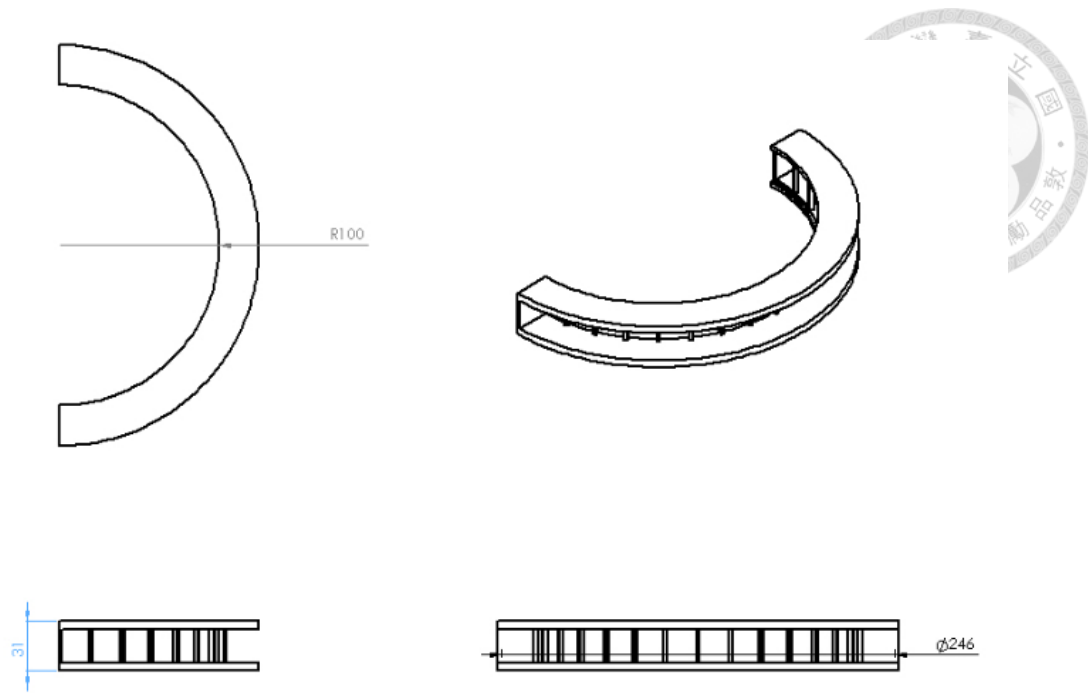


圖 3.6 外殼本體三視圖

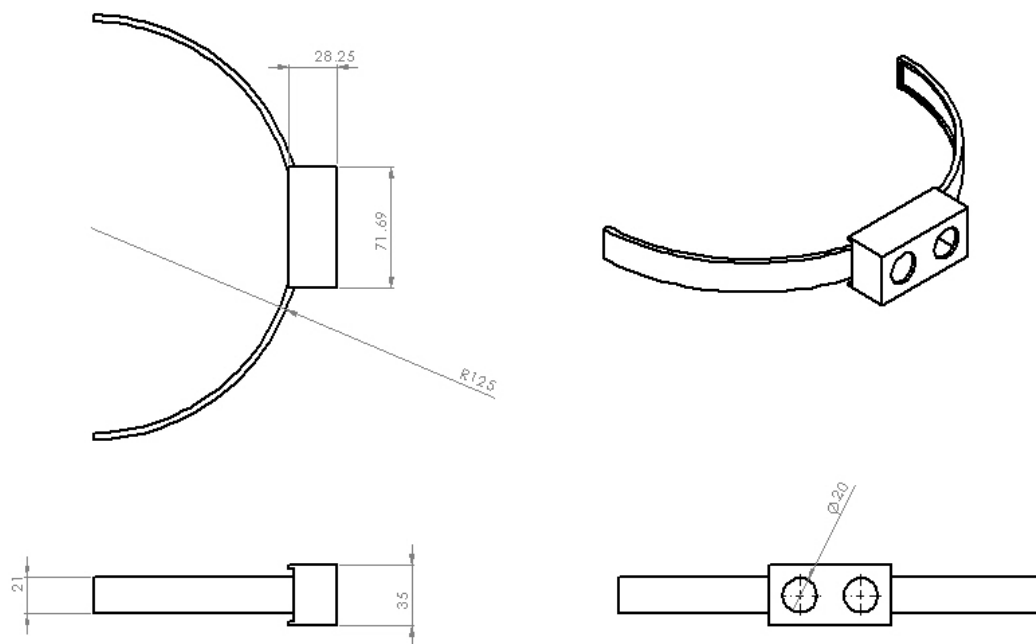


圖 3.7 外殼後蓋三視圖

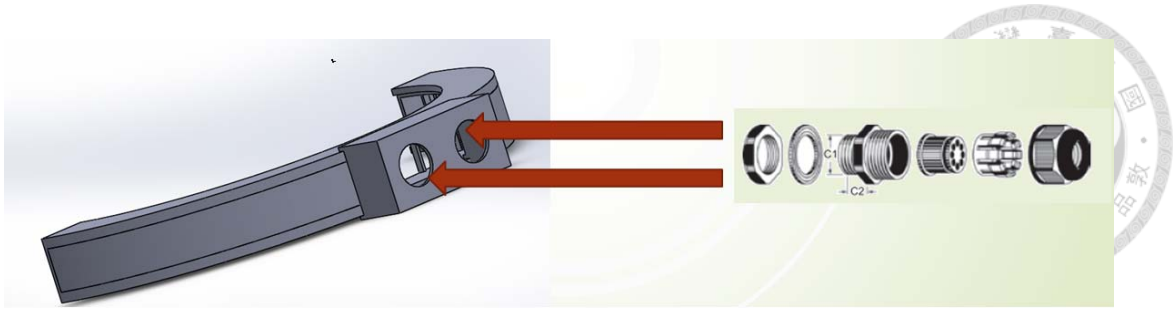


圖 3.8 防水接頭插上外殼示意圖

3.3 阻抗匹配電路

由於複合壓電陶瓷不是一個線性非時變系統，其阻抗會隨著頻率而變化。若希望換能器能有最大的電聲轉換效率以及最好的輸出表現，就必須將交流電源在複合壓電陶瓷的共振頻率下驅動，使用阻抗分析儀(Impedance Analyzers 6500B, UK)能得到材料的阻抗和頻率關係)將本研究使用的 1-3 壓電複合材料放在水中進行量測，如圖 3.9 所示，可以發現在我們所設計的驅動頻率 2.5MHz 處，壓電複合材料的阻抗(Z)最小。

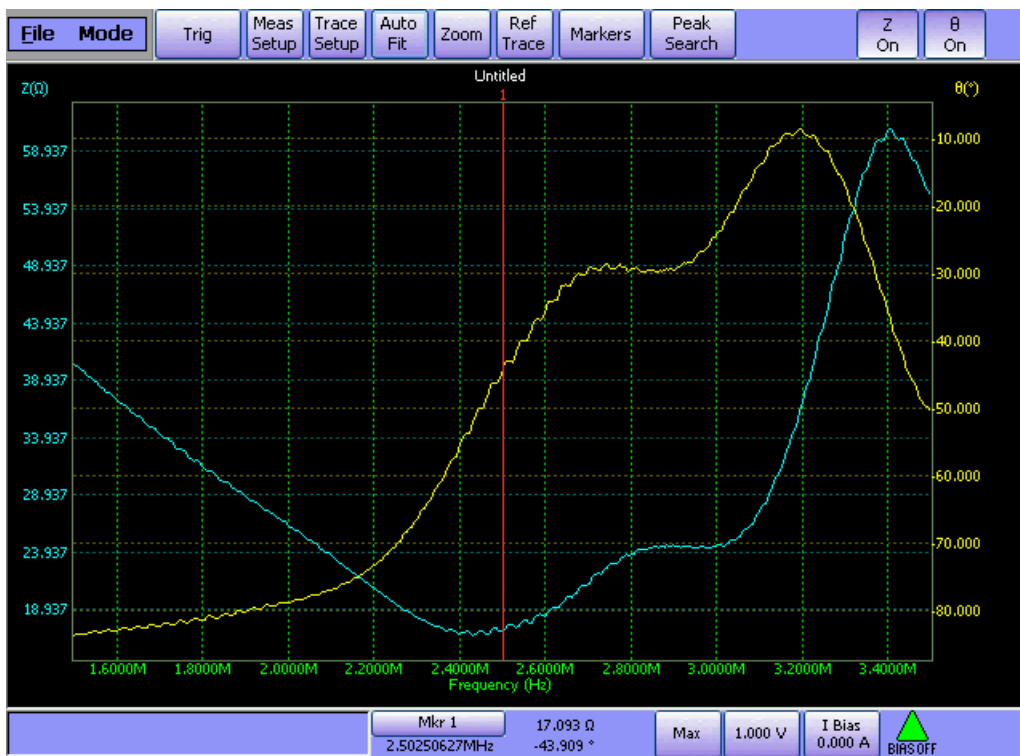


圖 3.9 阻抗分析儀(國衛院醫工所提供)所量測之壓電複合材料阻抗

而在電訊號傳輸時，若想要得到最大的功率轉換，在交流電源及負載之間必須達到阻抗匹配，也就是說必須讓電路的特性阻抗和負載的阻抗連續，否則在負載端將會發生反射，造成輸出功率的下降以及反射至電源端，造成電源的損壞。而根據最大功率轉換原理得知，平均輸出功率為：

$$P = \frac{R_S V_S^2}{(R_S + R_L)^2 + (X_S + X_L)^2} \quad (3.1)$$

R_S 為信號端的電阻值； X_S 為信號端的電抗值； V_S 為信號端的輸出電壓；

R_L 為負載端的電阻值； X_L 為負載端的電抗值。

要取得 P 的最大值，必須將電抗那項等於零；再計算不等式得到電阻項的最小值為信號端的電阻值和輸出端的電阻值一樣，整理如下：

$$\begin{cases} R_S = R_L \\ X_S = X_L \end{cases} \quad (3.2)$$

此時得到的最大功率為：

$$P = \frac{V_S^2}{4R_S} \quad (3.3)$$

在達成阻抗匹配的實作上，採用的是 LC 電路阻抗匹配，先得到雙向複合壓電片的阻抗值，再透過電感及電容來調整其阻抗值，如下圖 3.10。由於本研究所使用的功率放大器之特性阻抗為 50 歐姆、0 相位角，故以此作為阻抗匹配的目標，但為了快速得到其所必須外加的 LC 電路，我們使用 Smith Chart 阻抗分析軟體來當作其解，如下圖 3.11。

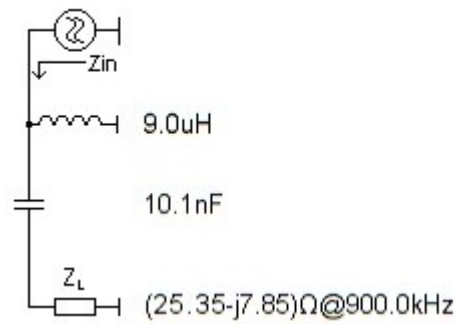


圖 3.10 LC 電路示意圖

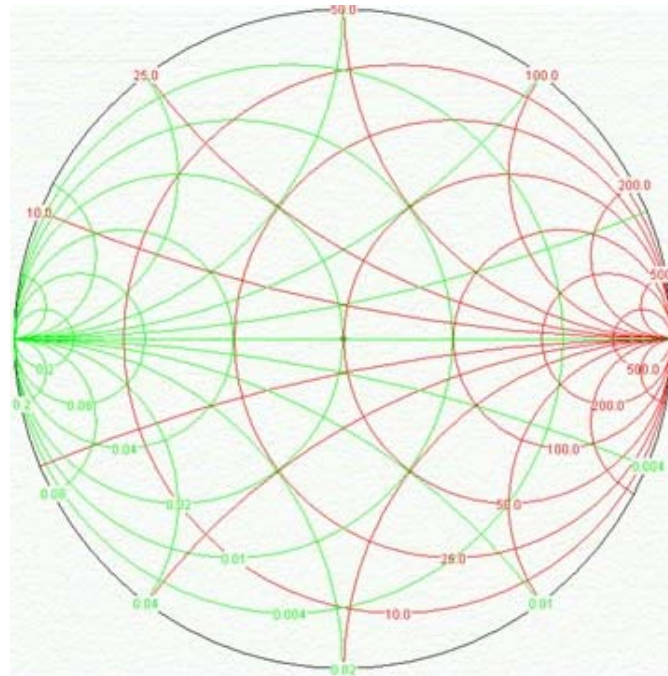


圖 3.11 Smith Chart 軟體示意圖

第4章 換能器製程與特性化量測



本章將針對換能器中壓電片的製程與其特性量測方法作介紹。

4.1 換能器製程

4.1.1 1-3 壓電複合材料之製程

在壓電材料的挑選上是以 PZT-4 與樹脂的雙向複合材料為選擇，主要是由於：

- (1) 擁有比陶瓷類壓電材料更低的聲阻抗，更接近於人體聲阻抗。
- (2) 可以增加壓電陶瓷的抗彎強度，使其能製作成不同的幾何形狀。

其製作流程為下圖 4.1。

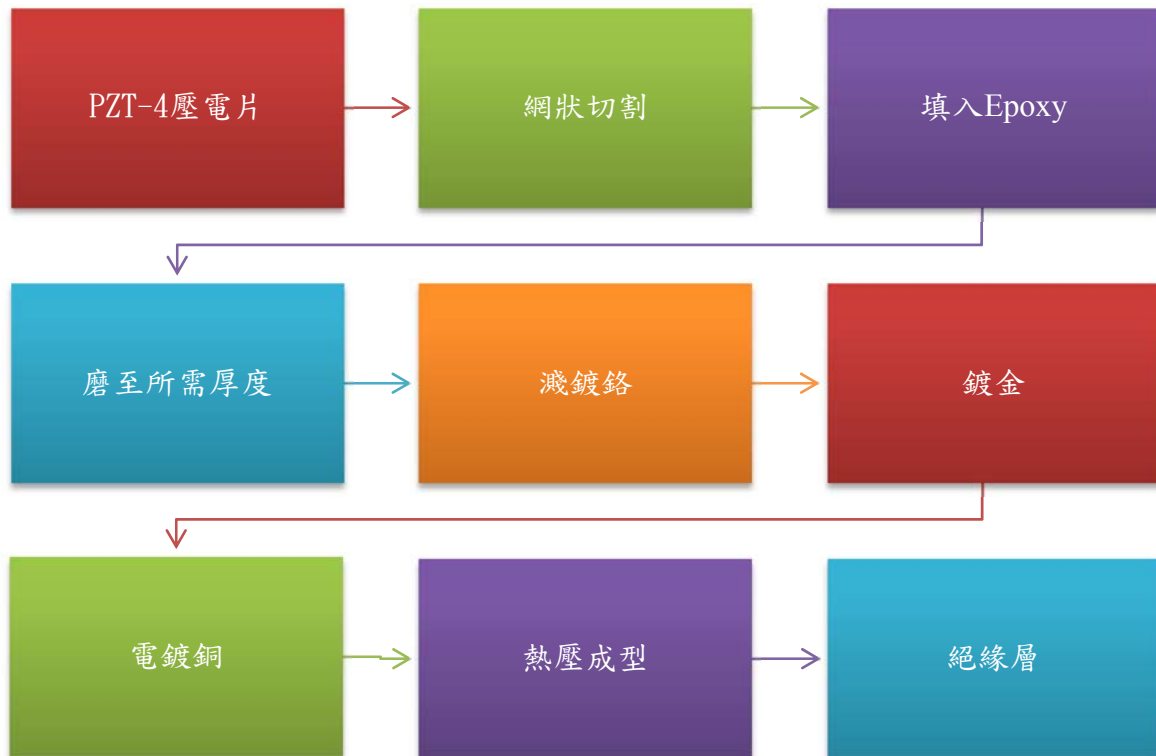


圖 4.1 複合壓電片製作流程圖



其各步驟在設計上會考量的因素將一一介紹：

(1) 挑選特性相同的壓電陶瓷

由於本研究之半環形換能器會用到相位調控的功能，因此在各壓電單元之間，希望能擁有均一性，因此我們會對訂製的壓電陶瓷，做共振頻率的測試，再挑選出特性接近的壓電陶瓷去製作。本研究中的每個單元壓電片，其由廠商提供的原始幾何尺寸為長 45mm 和寬 25mm，厚度為 1.3mm。

(2) 製作成雙向複合材料

我們所使用的方法是 Dice and Fill，先在壓電陶瓷片上切出寬度為 0.2mm 縫隙，而保留 0.2mm 的正方形陶瓷，形成很多根長方陶瓷柱，如下圖 4.2，其中黑色為填入樹脂的縫隙，而白色則為長寬 0.2mm 的正方形陶瓷柱。

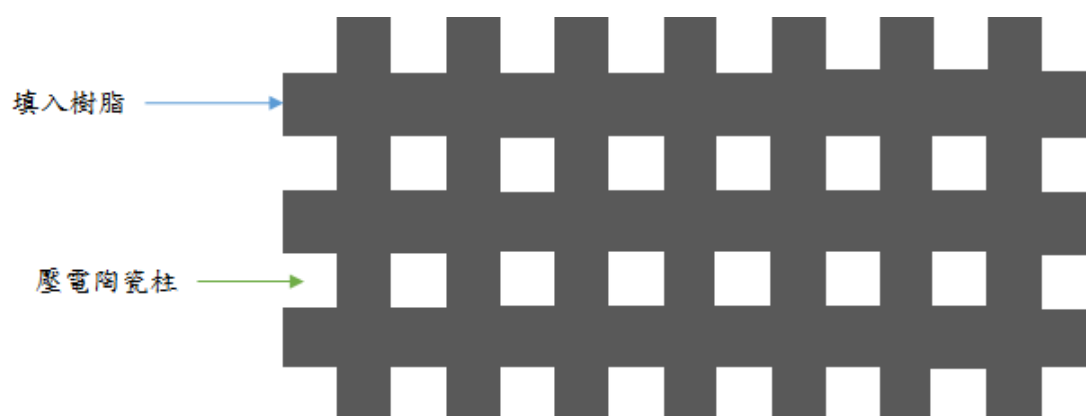


圖 4.2 壓電陶瓷片切割後示意圖



(3) 工作頻率之選擇

本研究的超音波換能器其工作頻率為 2.5MHz，而壓電陶瓷的共振頻率可由以下公式計算：

$$\text{共振頻率} = \frac{\text{聲速}}{2 \text{ 倍壓電陶瓷厚度}} \quad (4.1)$$

但由於本研究使用的材料為壓電複合材料，所以用此公式計算出大約的厚度後，要再使用阻抗分析儀去觀察壓電片之特性曲線，再決定最後的厚度。

(4) 媒介層

使用如下圖 4.3 之濺鍍機，鍍上銻，作為連接壓電片與導電層之媒介。



圖 4.3 濺鍍機示意圖

(5) 導電層

在雙向複合材料上添加，使得整塊壓電材料能同時工作，本研究是以銅與金為導電層，利用鍍金機鍍上金，如下圖 4.4，利用電鍍的方式鍍上銅，如下圖 4.5。



圖 4.4 鍍金機示意圖



圖 4.5 電鍍示意圖

(6) 裁切壓電片

由於訂製的壓電片尺寸並不符合我的需求，所以將其裁切成尺寸為長 25mm 和寬 20mm。

(7) 熱壓成型

本研究中的每個單元壓電片，其原始幾何尺寸為長 45mm、寬 25mm、厚度為 0.64mm 的長方形，為了製作成環形換能器，要把各個壓電片熱壓成曲型，才能有聚焦中心，其曲率半徑為 100mm。熱壓所使用的模具如下圖 4.6。

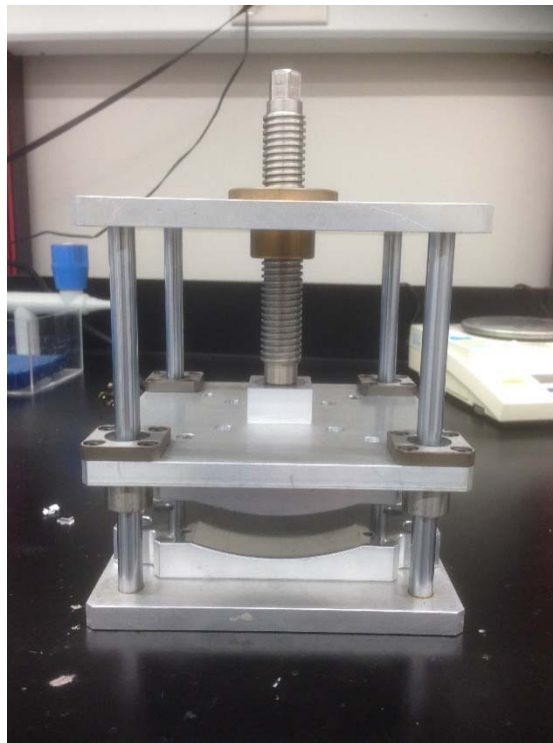


圖 4.6 熱壓成形之模具

(8) 接上導線並噴上絕緣漆

為了安全起見，在壓電片上噴上一層絕緣漆，杜絕壓電片異常放電的可能，並接上同軸電纜，如下圖 4.7 所示。

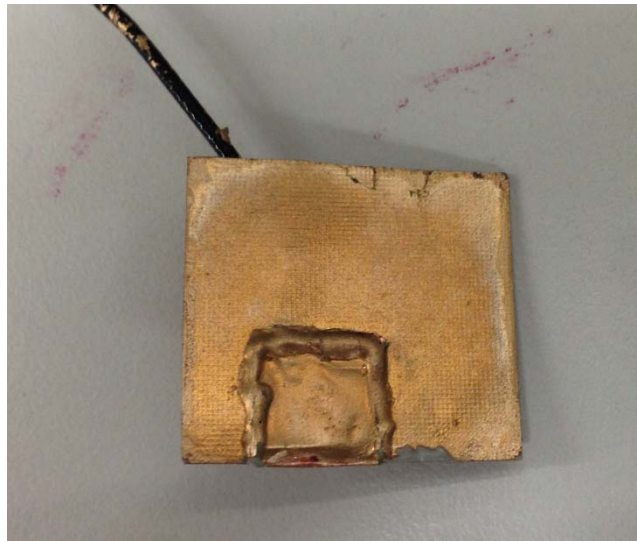


圖 4.7 壓電片噴上絕緣漆

(9) 封裝成換能器

最後此一步驟是要將所有材料組合起來，完成一個超音波換能器，期間需要注意到導線的接合以及換能器的不透水性。在換能器的內部是不能擁有除了空氣以外的介質，否則有可能會導致超音波同時也向內部傳遞，而造成結構上的不穩定。總結以上的壓電複合材料之製程，利用堆疊圖表示如下圖 4.8(註:此為示意圖，實際的情況是四面八方都會鍍上金屬)。

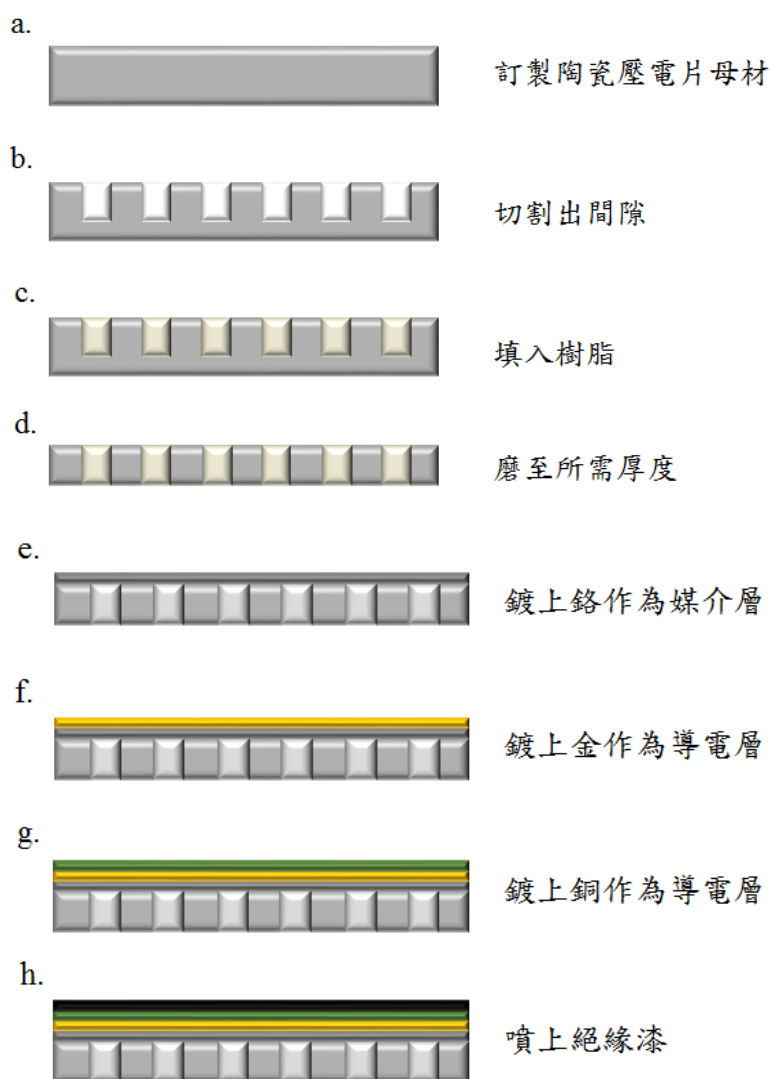


圖 4.8 1-3 壓電複合材料製程堆疊圖



4.1.2 封裝流程

本實驗的機構材料一定要用無磁性的，否則將換能器放入磁振造影時，會造成影像訊號的干擾以及由於強磁場產生的飛彈效應，所以本研究設計的外殼材料使用壓克力，連接的導線也使用無磁性的同軸電纜。另外在換能器的內部是不能擁有空氣以外的介質，否則有可能會導致超音波同時也向內部傳遞，而造成結構上的不穩定以及降低輸出功率，所以針對換能器的防水要特別留意。

詳細的組裝流程如下：

- (1) 將 3.2 節所設計的外殼交由廠商製作，而得到本體與後蓋的完成品。
- (2) 將 16 片壓電片依序黏著於外殼本體之 16 個空格上，使用的黏著劑為需 4~6 小時才會乾涸之 AB 膠，此種 AB 膠流動性極佳，可流入壓電片與外殼之縫隙中，加強粘著性與防止水滲入。
- (3) 把外殼之後蓋接上本體，將 16 條導線平分從後蓋之兩個孔洞中穿出，並穿入前述之防水接頭中，再將防水接頭固定於後蓋上。
- (4) 確定導線與壓電片不會過度拉扯後，即可將後蓋與本體使用 AB 膠將其縫隙填滿，防止水的滲入，即完成半環形換能器之封裝。



4.2 壓電陶瓷特性化測試

為了確保壓電複合材料能夠有效的發生逆壓電效應，而產生超音波能量。本節將針對本研究使用的 1-3 壓電複合材料進行一系列的量測。由於本研究的壓電複合材料是屬於 33 振動模式，故量測時皆針對厚度方向。

4.2.1 電聲轉換效率測試

電聲轉換效率是指輸入的電壓轉換成聲學能的能力，其量測經由微量力實驗測得，如下圖 4.9。其先由訊號產生器發出一弦波訊號，經由功率放大器放大以達到高功率的輸出，再由功率計(Power Meter)量測其輸出電功率(Forward Power, FWD)和反射電功率(Reflected Power, REL)；由微量力天平(Radiation Force Balance, RFB)測得聲學能，代入電聲轉換效率公式，如下：

$$\eta = \frac{m g c}{FWD - REL} \quad (4.2)$$

m：微量力天平量測到的質量(kg)；

g：重力加速度(m/s^2)；

c：超音波在介質中的傳遞速度(m/s)。

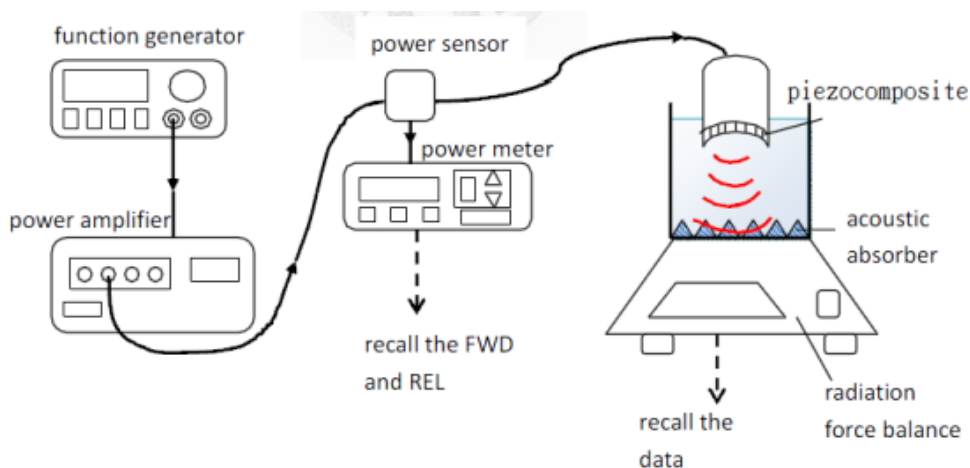


圖 4.9 電聲轉換效率量測示意圖[9]



4.2.2 壓電片穩定性測試

對於治療用的超音波換能器而言，儀器設備的耐用度與穩定度是非常重要的，因為在治療的過程中，要是出現了任何的差錯，將可能對病人造成無法挽回的後果，這也是為什麼醫療器材的開發困難，相關的法規也較為嚴苛。

將針對壓電片的工作溫度、電聲轉換效率、輸出電功率作長時間的測試。測試條件為輸出電功率 10W，30s/30s(on-off)，工作 900 秒後暫停 5 分鐘量測電聲轉換效率，並且避免熱劑量的殘留。以上實驗一天作 4 次，連作 5 天，總共作 20 次。實驗設備如下圖 4.10 所示，壓電片的溫度使用 thermocouple 量測。

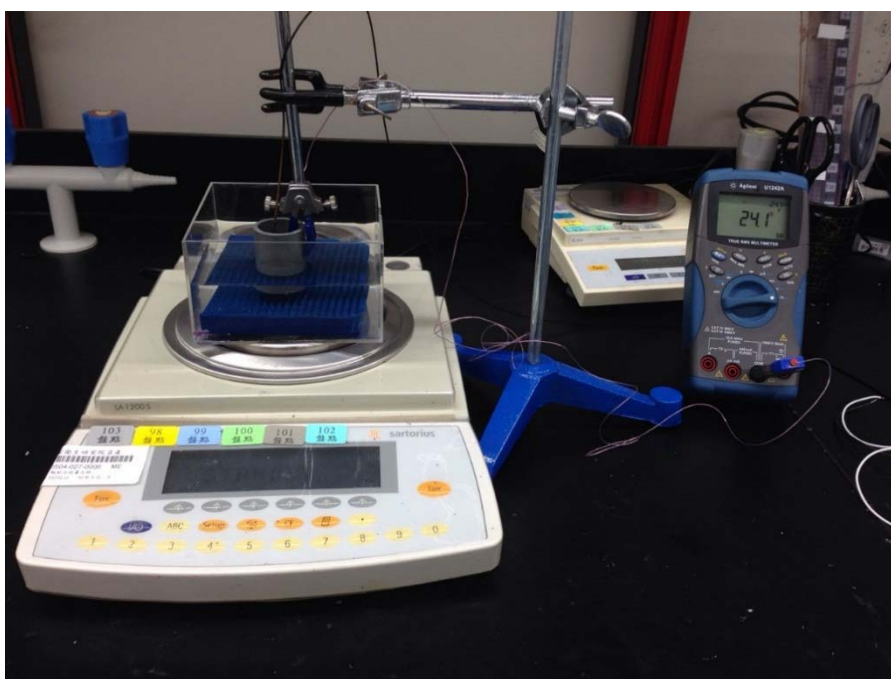


圖 4.10 穩定性測試儀器設備



4.2.3 組織仿體實驗

本研究採用溫度感應型水膠(Thermo-Sensitive Hydrogel)做為檢驗超音波燒灼的仿體[15]。水膠是一種具有三維網狀結構的親水性高分子聚合物，柔軟度佳且富彈性，其對超音波的衰減特性和人類的肌肉組織相近。當溫度高於其水膠結構的相轉移溫度(Lower Critical Solution Temperature, LCST)時，水膠從透明變成白色混濁狀，當溫度下降至低於 LCST 時，水膠結構回復原來的透明狀，為一可逆過程，本研究使用之溫感仿體之 LCST 為 28°C，如下圖 4.11 所示，而其成分如下表 4.1 所示。

表 4.1 溫感仿體組成成分與比例

成分	體積/重量	特性
去氣水	150ml	溶液
NIPAAM	9g	變色源
AAc	0.06ml	親水性單體
NMBA	0.375g	交聯劑
APS	0.195g	提供電子
TEMED	0.4ml	催化劑

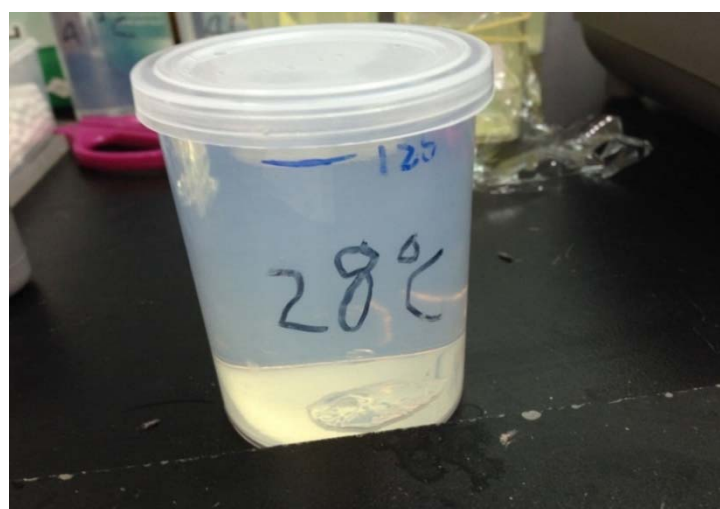


圖 4.11 溫感仿體

在進行組織仿體實驗時，將使用本實驗室開發之多通道高功率驅動器系統[16]，此系統使用LabVIEW作為中樞控制系統，可直接在電腦上控制各單元的輸入功率、相位。使用此系統才可以配合本研究設計的換能器頻率-2.5MHz，讓16個單元同時做動。此系統之架構如下圖4.12，而其外觀如下圖4.13。

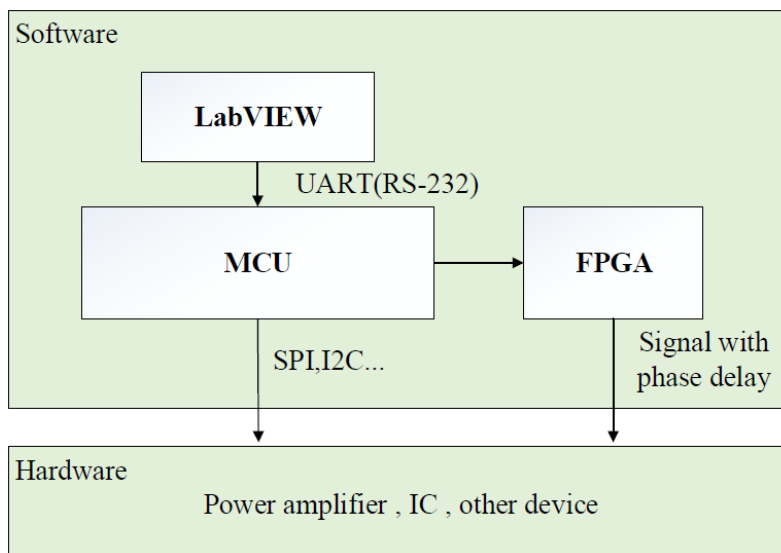


圖 4.12 多通道高功率驅動器系統架構



圖 4.13 多通道高功率驅動器系統

第5章 結果與討論

本章將針對換能器之製作，以及壓電片的特性測試作結果與討論。



5.1 換能器之硬體製作與特性化測試

本節針對半環形超音波換能器、阻抗匹配電路的製作過程、測試方法，以及電聲轉換效率的量測結果進行討論。

5.1.1 換能器製作



圖 5.1 半環型換能器完成圖

當 16 片壓電片母材都製作成壓電複合材料，而換能器外殼也交由廠商製作完畢後就可著手進行換能器的封裝，換能器的完成品如上圖 5.1 所示。在封裝的過程中，須注意每一片壓電片的尺寸皆要相同並符合外殼上設計用來固定的孔洞，這樣才可以精準的垂直貼齊，否則換能器的聚焦特性將會受到影響。

由於使用的同軸電纜中分為火線與地線，地線的部分要焊在面向曲率中心的面，火線則反之，為了不讓地線影響到壓電片的固定，所以先將導線焊在銅片上再將銅片折向火線那面。在這個過程中，銅片的大小也必須考量，才不會壓縮鄰近壓電片的空間。而在填 AB 膠時，得注意是否填滿所有的縫隙，否則將會有進水的風險。將導線穿過後方的防水接頭並將接頭轉緊時，別將導線拉得太緊，要讓其保持拉扯的空間，才可避免導線脫離壓電片的可能。

5.1.2 磁振造影相容之超音波換能器

下圖 5.2 為環形超音波換能器的磁振造影影像，由此圖可得知本實驗所製作的換能器是具有相當程度的磁振造影相容性。



圖 5.2 放置於磁振造影系統之超音波換能器



5.1.3 匹配電路

根據第 3.3 節，換能器與電源供應器之間，需製作一套阻抗匹配電路，與 16 個單元的壓電片互相配合，製作完成圖如下圖 5.3 所示。本實驗使用之電容為市售之雲母電容，可利用並聯的方式來調整電容值大小。但要注意切勿並聯太多電容，以免改變其耐壓。而電感為鐵心繞上漆包線，可藉由控制漆包線之圈數與每圈之間距來控制電感值的大小。

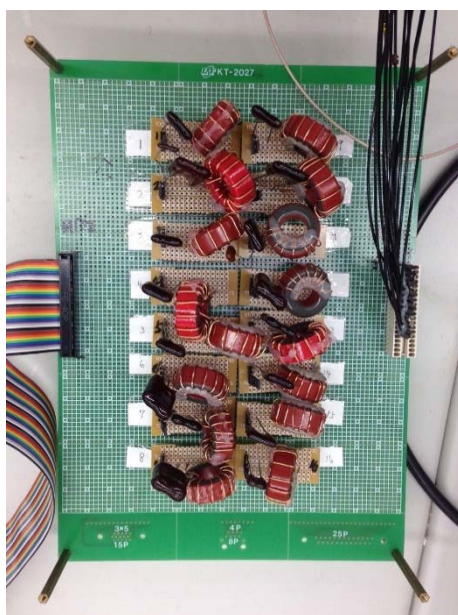


圖 5.3 搭配 16 單元之換能器匹配電路

16 單元匹配前後之阻抗特性比較如下圖 5.4 所示，並列出 16 單元壓電片之共振頻率、其相對於 2.5MHz 之誤差，如下表 5.1 所示，以及各單元匹配前後之比較圖。另外經由下表 5.2 可得到由功率放大器傳送出的功率(Transmitted Power)和經過匹配電路之後的輸入功率(Forward Power)之比率。使用的儀器為國衛院所提供之射頻功率量測器(Model 4421 RF Power Meter, Bird)、功率放大器(1040L, Electronics & Innovation)跟訊號產生器(33250A, Agilent)。

表 5.1 16 單元之壓電片其共振頻率與誤差

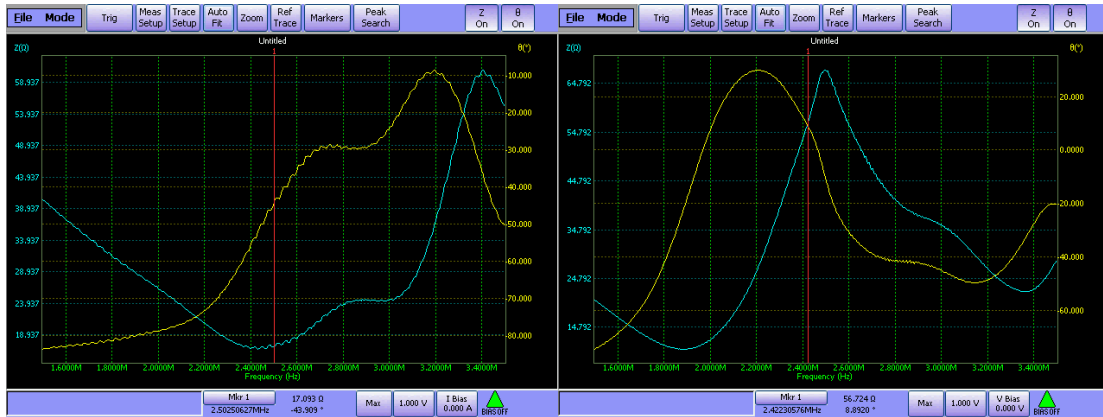
編號	共振頻率(MHz)	誤差	編號	共振頻率(MHz)	誤差(%)
1	2.45	-2%	9	2.40	-4%
2	2.30	-8%	10	2.38	-4.8%
3	2.35	-6%	11	2.80	12%
4	2.28	-8.8%	12	2.70	8%
5	2.76	10.4%	13	2.32	-7.2%
6	2.60	4%	14	2.40	-4%
7	2.32	-7.2%	15	2.49	0.4%
8	2.60	4%	16	2.40	-4%

圖 5.4 以下各子圖為單元一至單元十六電路匹配前後的阻抗特性曲線

CH1

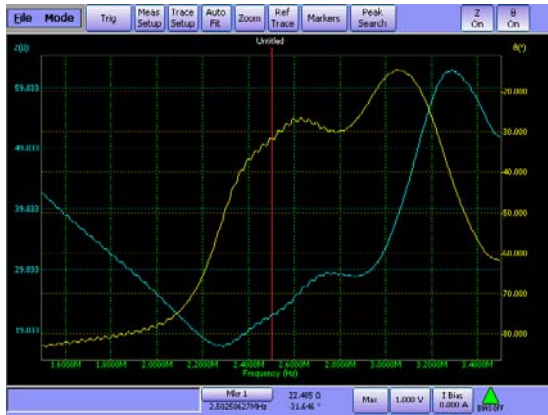
匹配前

匹配後

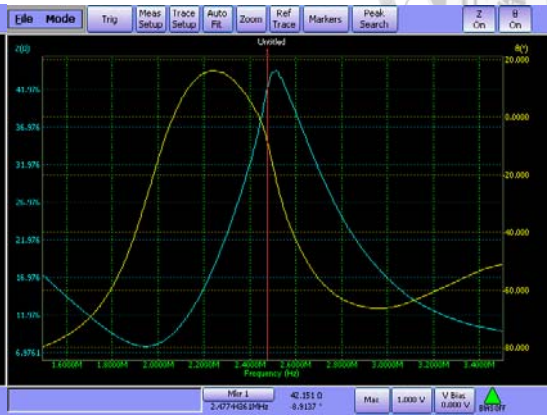


CH2

匹配前

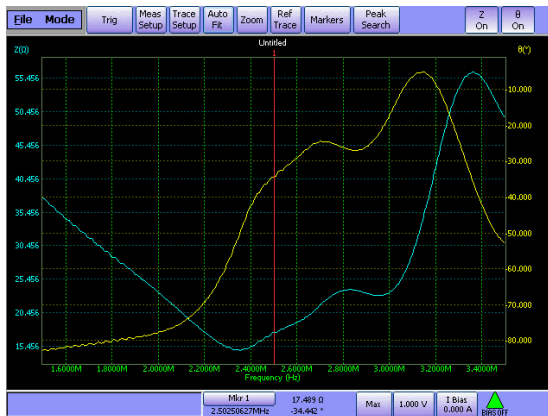


匹配後

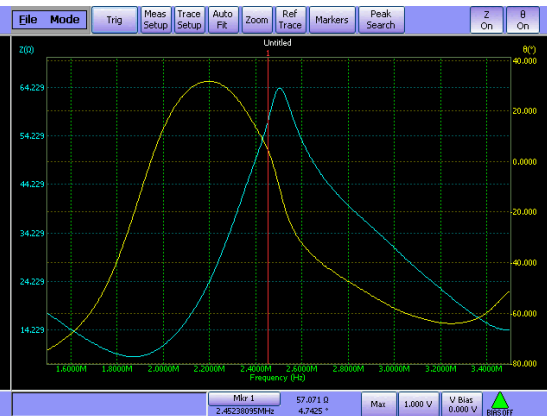


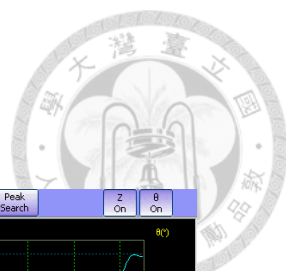
CH3

匹配前



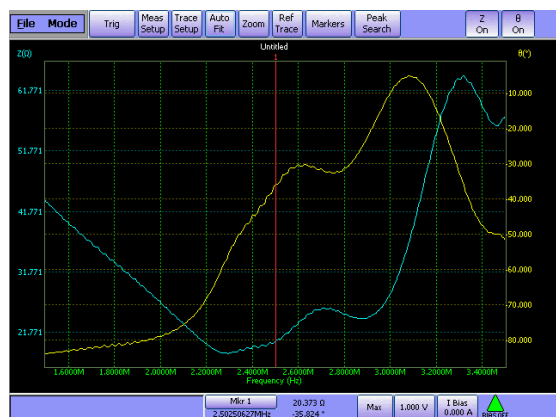
匹配後



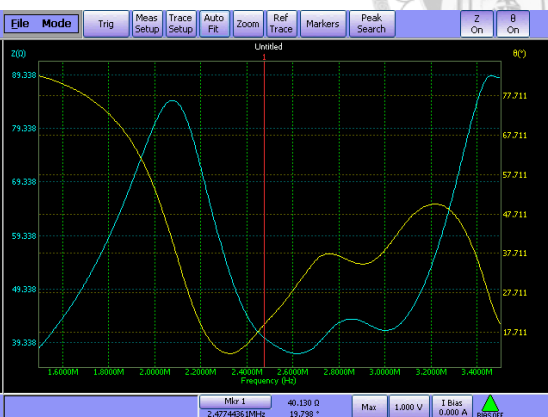


CH4

匹配前

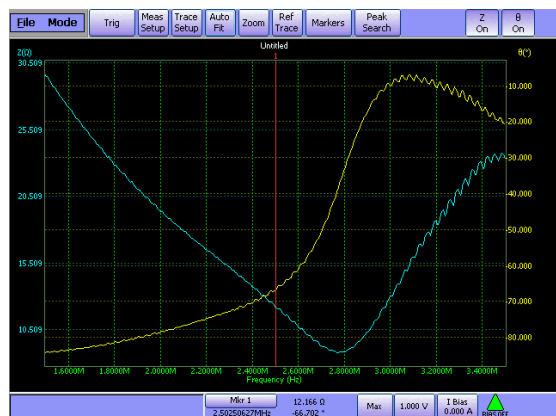


匹配後

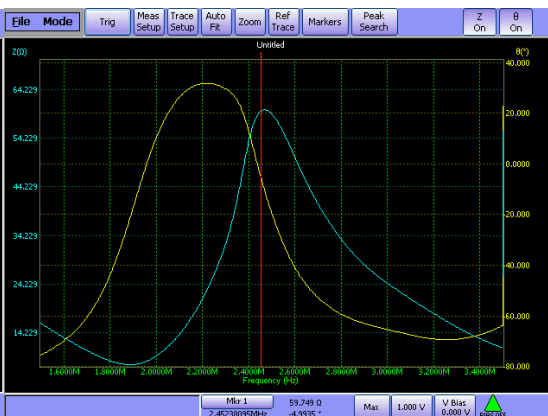


CH5

匹配前

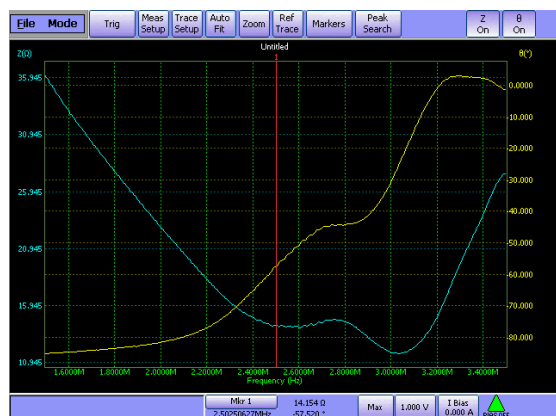


匹配後

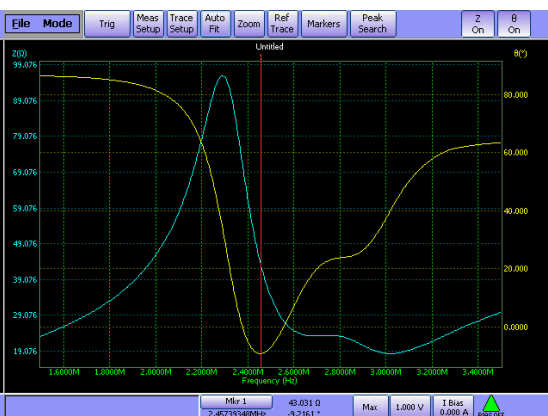


CH6

匹配前



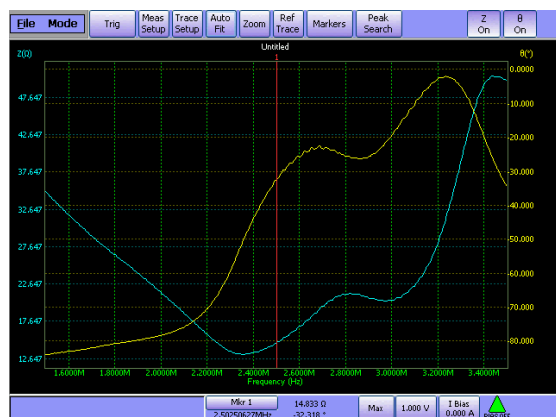
匹配後



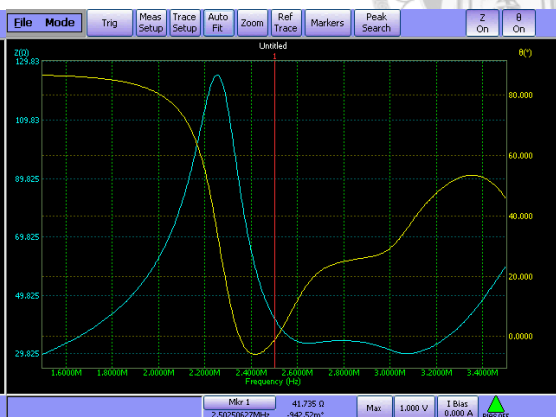


CH7

匹配前

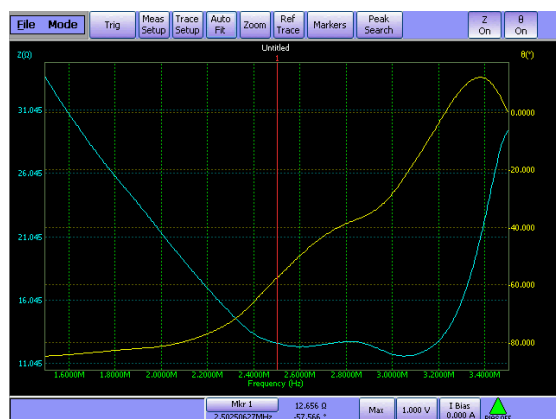


匹配後

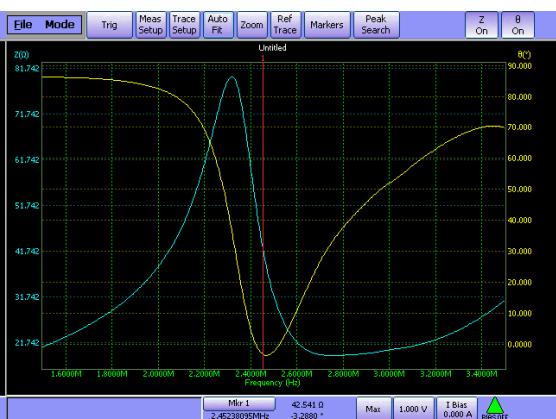


CH8

匹配前

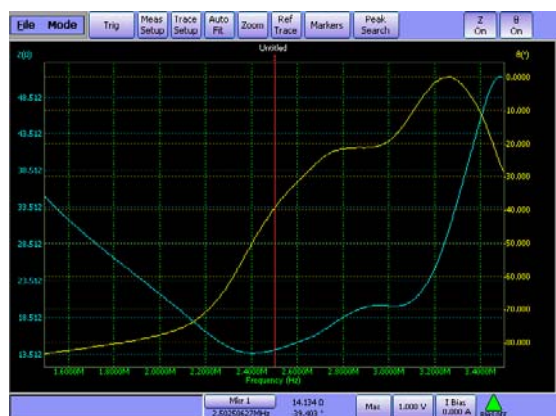


匹配後

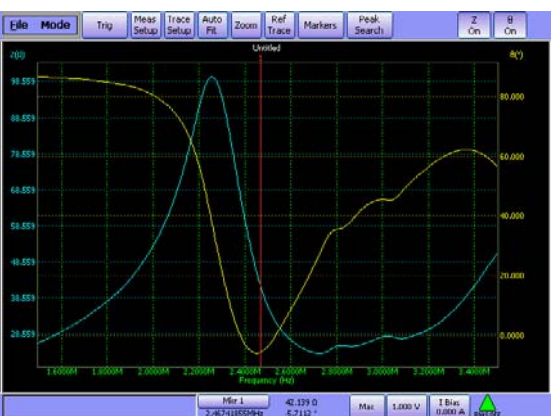


CH9

匹配前



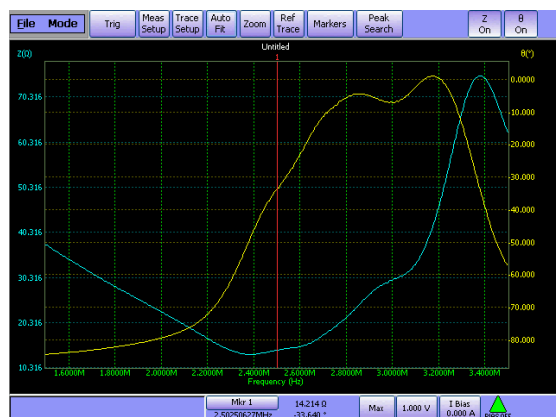
匹配後



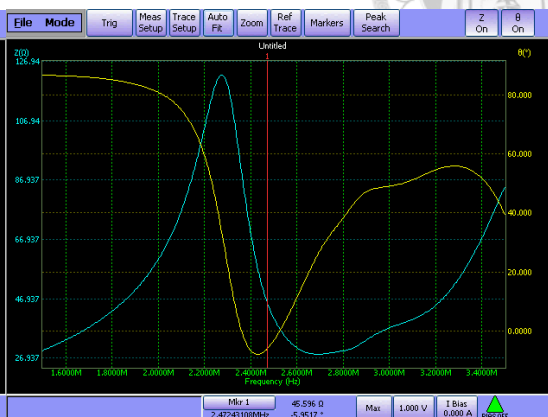


CH10

匹配前

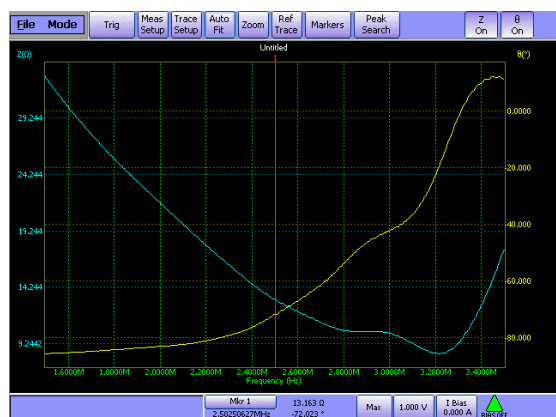


匹配後



CH11

匹配前

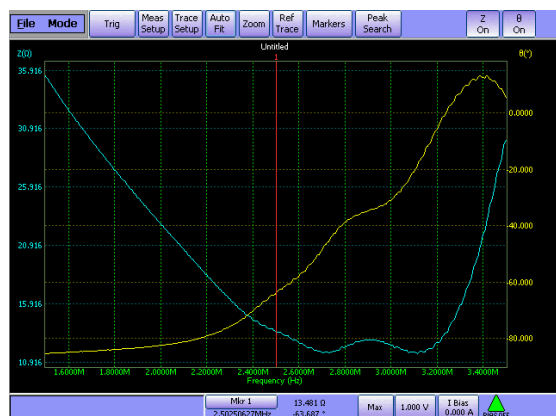


匹配後



CH12

匹配前

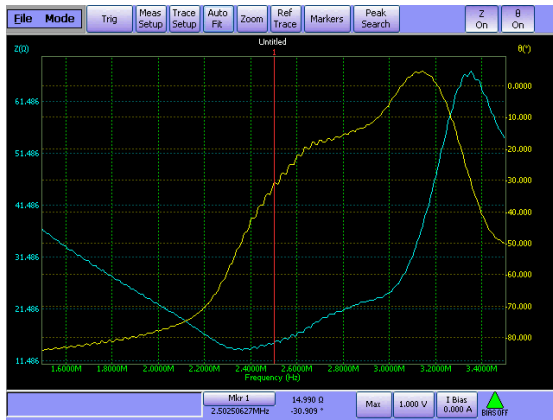


匹配後

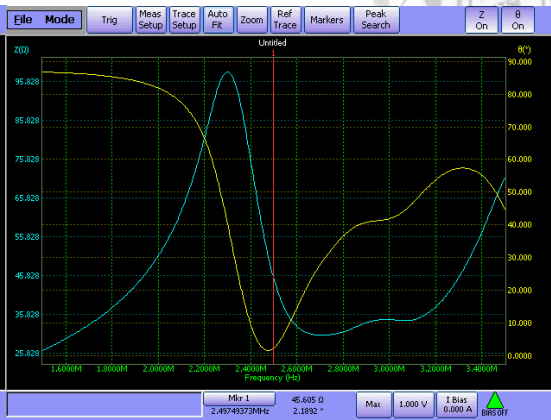


CH13

匹配前

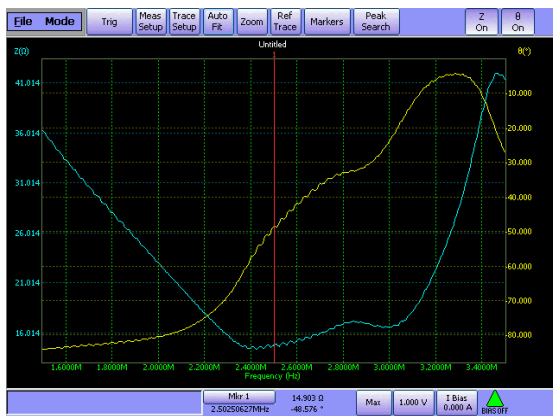


匹配後

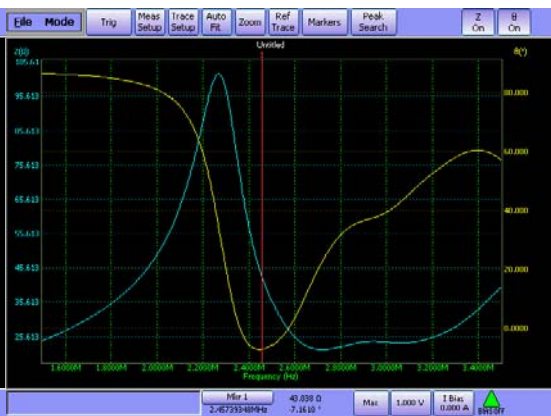


CH14

匹配前

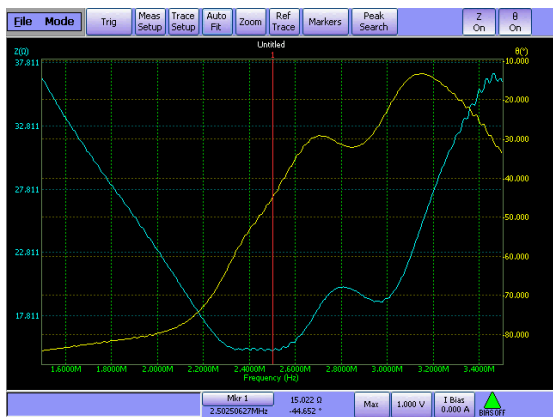


匹配後



CH15

匹配前



匹配後



CH16

匹配前

匹配後



表 5.2 加入匹配電路後的 16 單元之換能器與功率放大器結合後的輸出結果

編號	傳送功率 (W)	輸入功率 (W)	輸出效率 (%)	編號	傳送功率 (W)	輸入功率 (W)	輸出效率 (%)
1	25.7	23.5	91.4%	9	27.5	24.7	89.8%
2	26.9	24.5	91.1%	10	27.9	25.6	91.8%
3	24.8	22.9	92.3%	11	27.5	24.1	87.6%
4	24.6	21.9	89.0%	12	28.3	26.1	92.2%
5	26.7	24.2	90.6%	13	27.6	25.3	91.7%
6	26.5	24.3	91.7%	14	27.5	24.5	89.1%
7	27.3	25.1	91.9%	15	28.6	26.8	93.7%
8	26.5	24.3	91.7%	16	29.4	26.7	90.8%

根據表 5.1，各單元壓電片之共振頻率與 2.5MHz，都有約 2~12%不等的誤差，而由式 4.1，可知共振頻率與壓電片厚度有關，由於壓電片是使用人工加工，所以在厚度上難免會有所誤差，進而導致共振頻率的差異。

從以上 16 個單元的阻抗特性曲線圖，可以看出各單元在頻率 2.5MHz 附近時，其阻抗接近 50Ω，相位接近 0°，例如 CH13，在匹配前阻抗為 15Ω，相位為 -31°，而匹配後其阻抗為 46Ω，相位為 2°。雖然還是會有所誤差，但就如 2.3 節所提到，選用壓電陶瓷的優點之一就是頻寬較大，允許較廣的頻率誤差。另外從上表 5.2 可以看出，在匹配過後，各單元的輸出效率皆在 90%左右，大部分的能量皆能有效的輸出，每個單元的反射功率都很低，顯示匹配的情況十分理想。

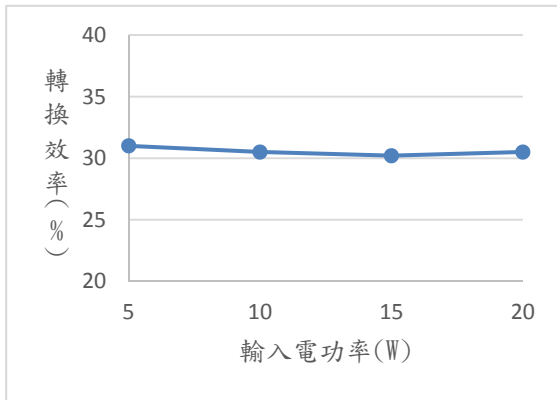
5.1.4 電聲轉換效率

如下圖 5.5 所示，為各單元在不同的驅動功率之下的電轉聲轉換效率，大致上各單元之轉換效率皆在 30%左右，雖然如單元八、十，在不同的功率驅動下轉換效率之起伏較明顯，但也都在合理的範圍內。這表示各個壓電片的製程都相當穩定，沒有太大的差異性。

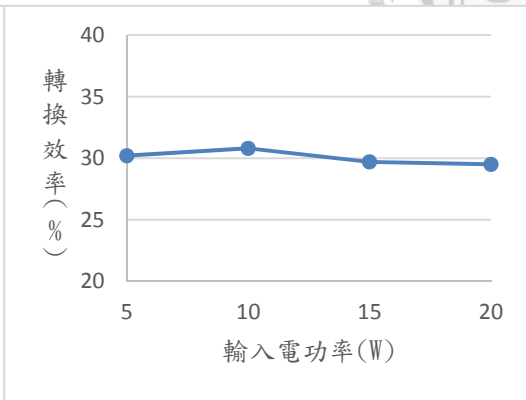
圖 5.5 以下各子圖為單元一至單元十六之電聲轉換效率



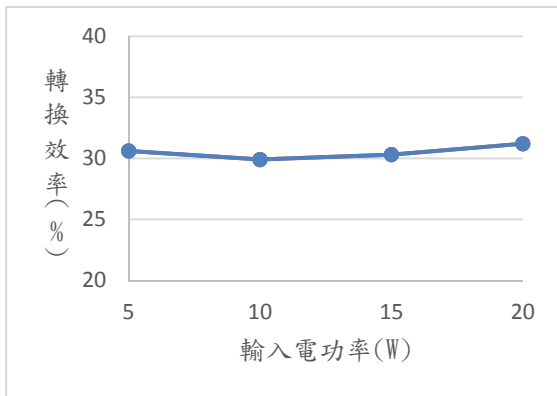
CH1



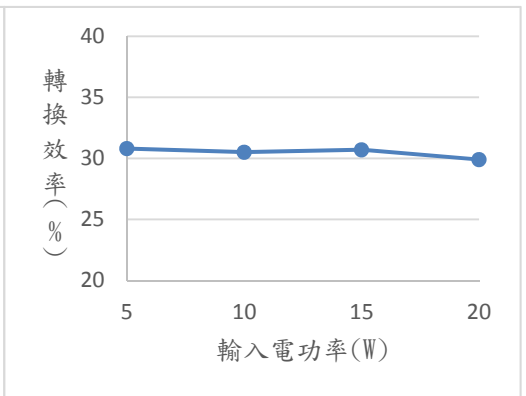
CH2



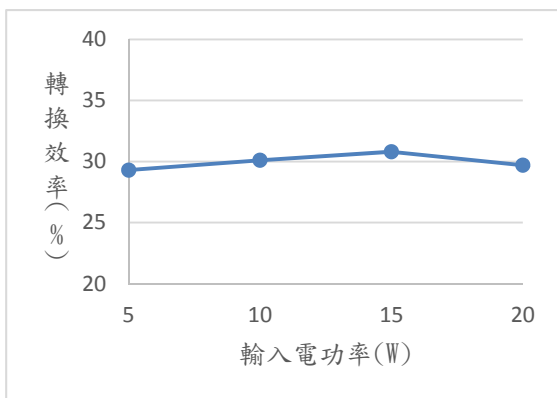
CH3



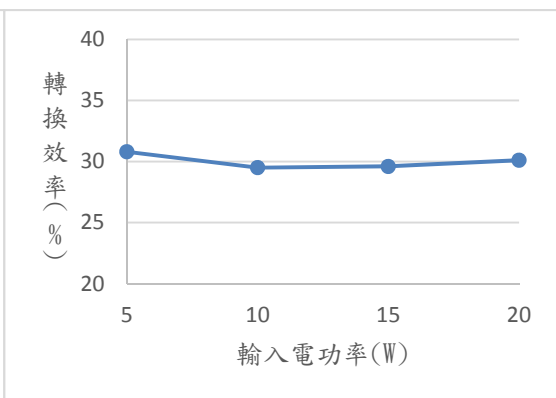
CH4



CH5

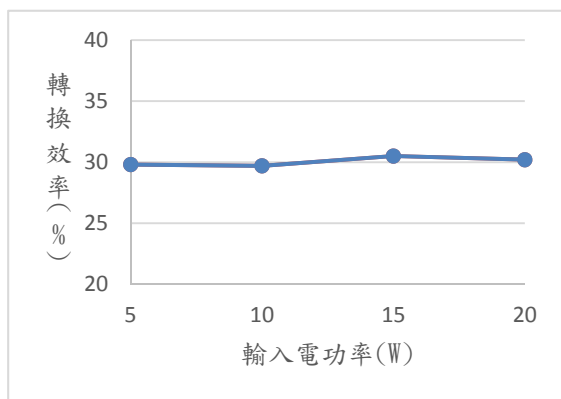


CH6

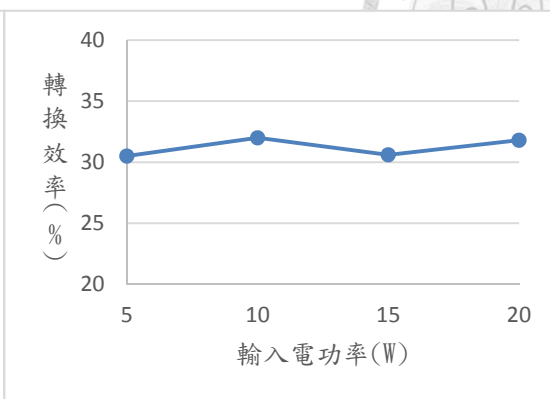




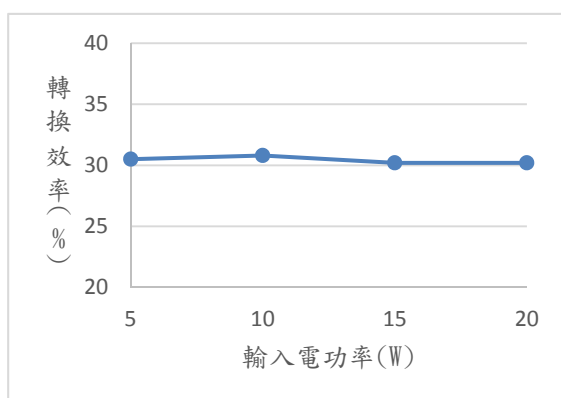
CH7



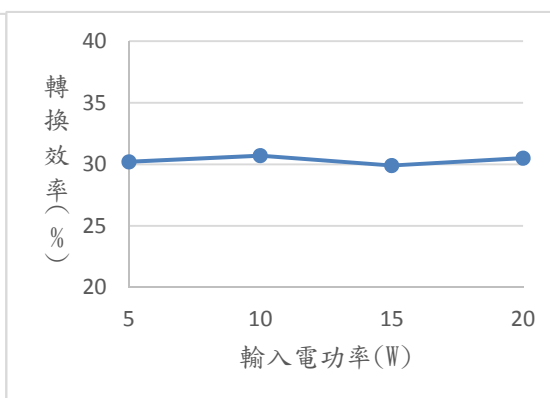
CH8



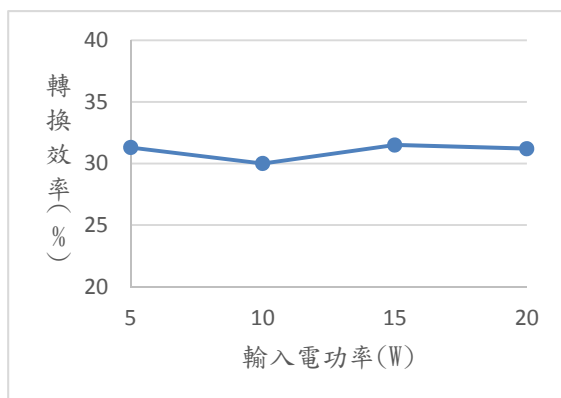
CH9



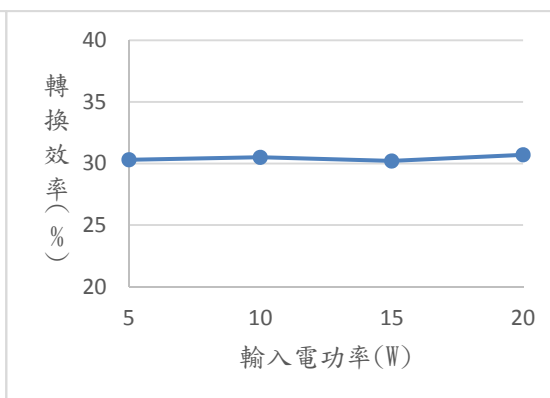
CH10



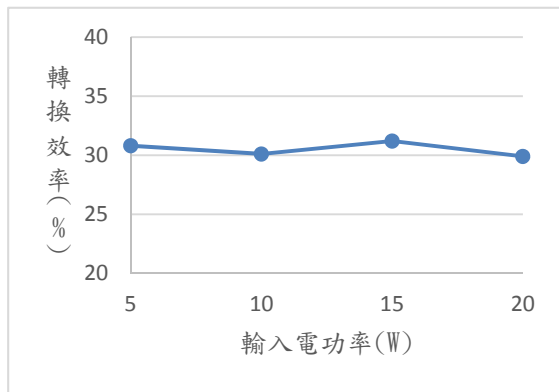
CH11



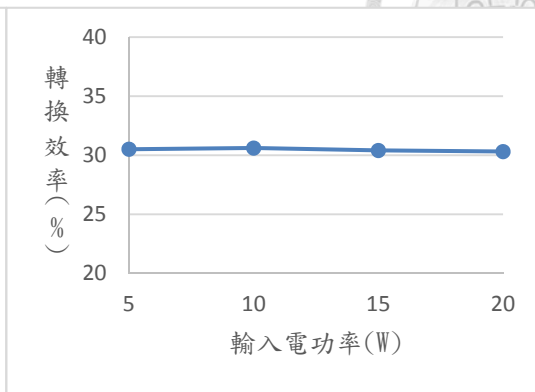
CH12



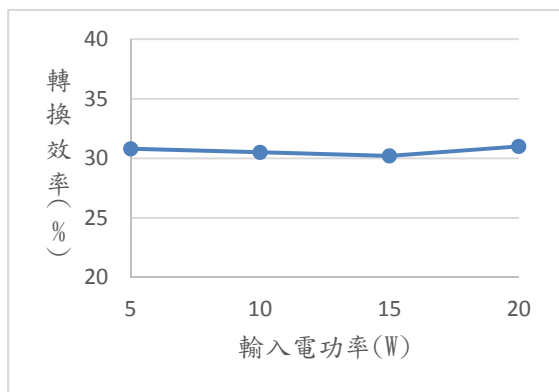
CH13



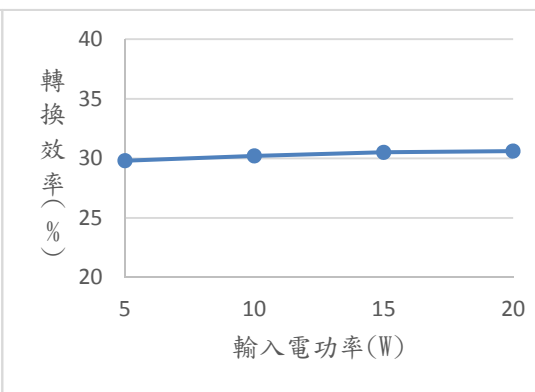
CH14



CH15



CH16





5.2 壓電片穩定性測試

以下將討論壓電片穩定性測試的結果。

5.2.1 壓電片表面工作溫度量測

將全部 20 次的實驗取平均並加上標準差(Mean±STD)，如下圖 5.6 所示。在初始時的溫度約為 24°C，而在工作 30s 後，溫度將會上升至 35°C 左右，而在停止的 30 秒後，溫度會回到 26°C 左右。此測試結果顯示，並沒有明顯的跡象指出壓電片的溫度會隨著工作時間的增加而上升，例如在 510、570、630s 時，溫度呈現上升的趨勢，但在 690s 時，溫度卻呈現回降。壓電片應可穩定並長時間的工作而不至於過熱。

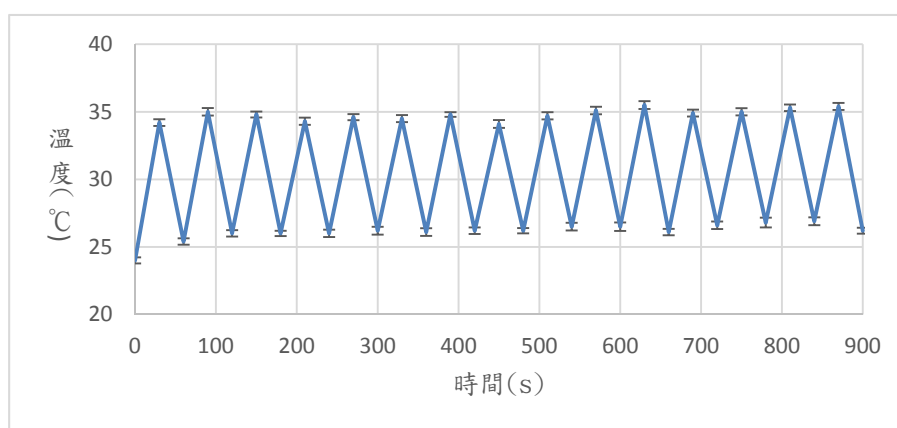


圖 5.6 壓電片溫度隨工作時間的變化

5.2.2 輸入電功率測試

一樣將 20 次實驗取平均，得到打完每 30s 工作時間時那一刻，壓電片的輸入電功率與時間關係如下圖 5.7。整體而言，輸入的電功率呈現下降的趨勢，但每隔幾秒下降或持平則無一定的規律，例如在 390s 到 510s 呈現持平，維持了 120s，而下一次持平為 570s 到 630s，只維持了 60s。以初始的輸入功率 10.6W 和最後的輸入功率 9.8W 作比較，差距為 0.8W，也就是只降低了 7.5%。

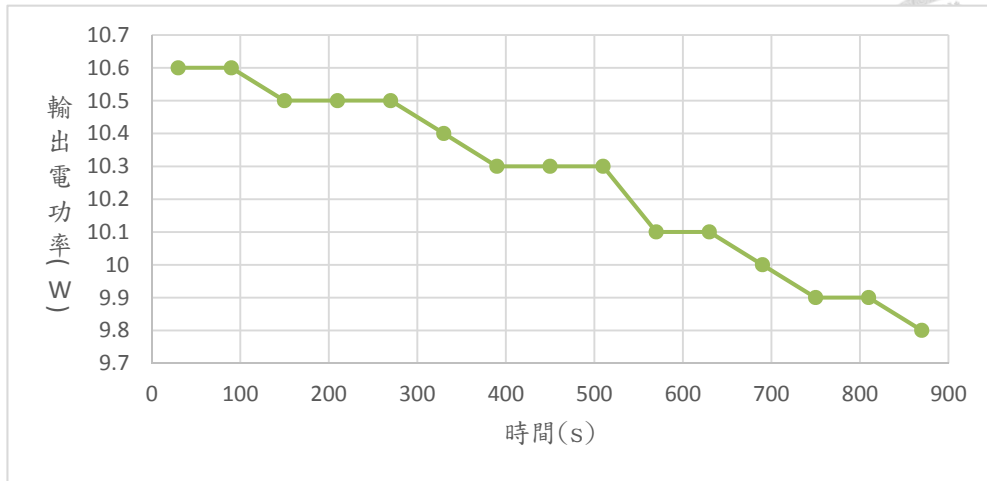


圖 5.7 壓電片輸入電功率與時間的關係

探討輸入電功率下降的原因，懷疑可能是阻抗特性改變而導致，所以將 thermocouple 安置在匹配電路之電感上，量測其溫度隨時間的變化，如下圖 5.8 所示。觀察出一開始電感還未工作時，溫度約為 25.2°C，而工作 30s 之後，電感上升了 1°C 達到 26.2°C，在 30s 的停止時間後，其溫度卻只降到了 25.6°C，在之後的時間裡，電感工作後的溫度與休息後的溫度也持續的微幅上升，顯示 30s 的停止時間，無法讓電感上累積的熱劑量完全消散。再觀察其阻抗特性，如下圖 5.9(工作前)，與 5.10(工作 900s 之後)，發現其阻抗從 57Ω 變為 41Ω，相位也從 6° 變為 10°，的確有所改變，這也就是為什麼壓電片輸入功率隨著工作時間的累積而降低的原因。

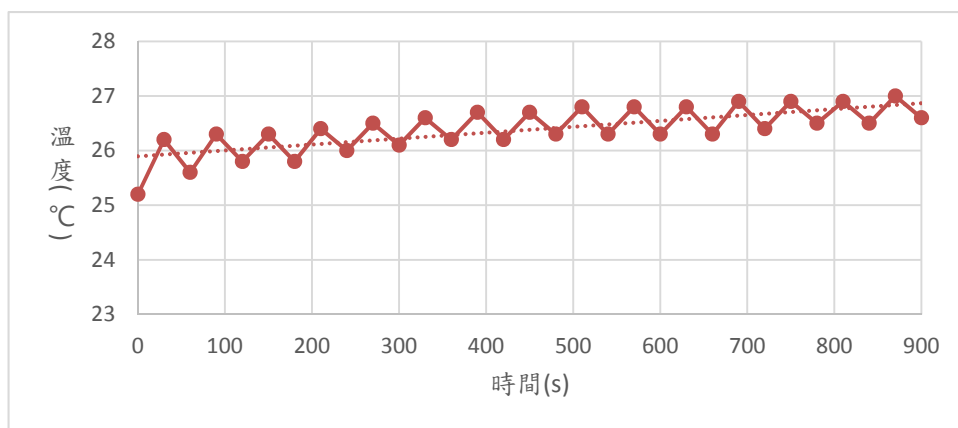


圖 5.8 匹配元件溫度與時間之關係圖

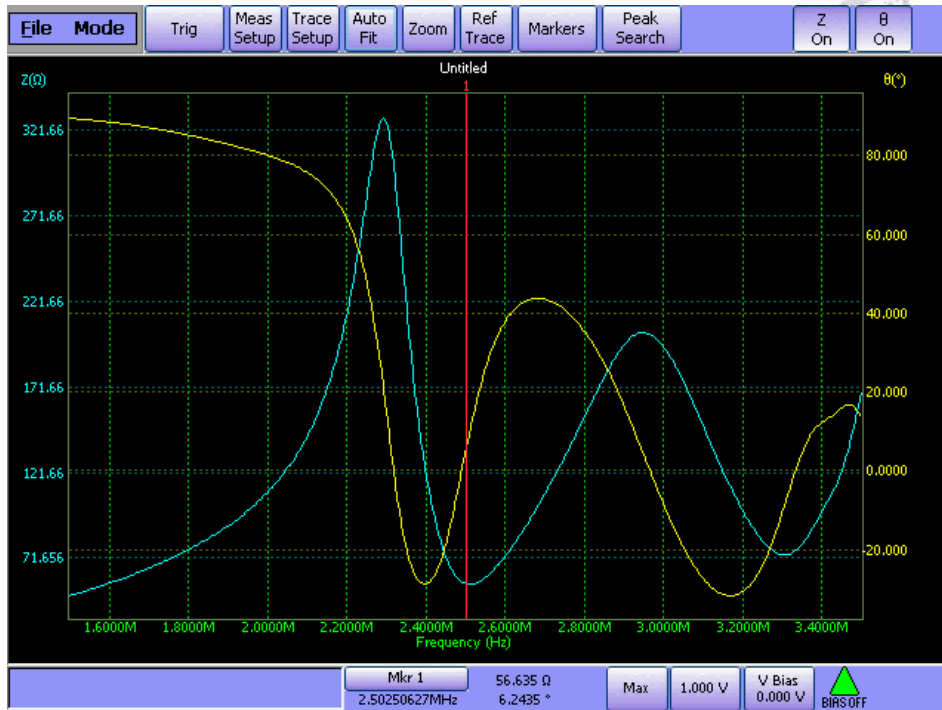


圖 5.9 壓電片工作前阻抗特性



圖 5.10 壓電片工作至 900s 之阻抗特性



5.2.3 電聲轉換效率測試

由下圖 5.11 可看出，在 20 次的測試中，第 1 次與第 13 次較高，大於 31%，而第 4 次與第 17 次明顯較低，不到 30%。20 次實驗平均而言，電聲轉換效率為 30.3%，標準差為 0.40267，以上數據可看出，各次實驗之間雖然轉換效率會有高低起伏，但並沒有跡象顯示會逐漸降低，壓電片可在長時間工作中，穩定的將輸入電功率轉會為聲功率。

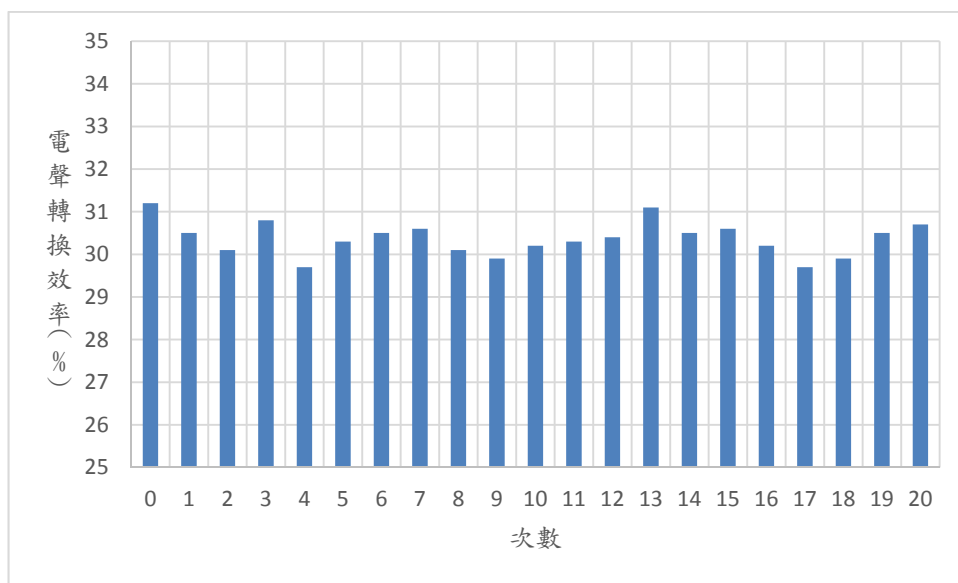


圖 5.11 電聲轉換效率之變化



5.3 換能器效能提升探討

將本研究製作之超音波換能器接上4.2.3節所提到之多通道高功率驅動器系統，對16單元之壓電片進行驅動，進行溫感仿體之熱燒灼實驗，發現並無法使溫感仿體變色。首先發現的問題是多通道高功率驅動器系統之總輸入功率過低，如下表5.3所示。其中CH2、3、5、7打X是因為此系統之這四個通道故障，無法驅動本研究之壓電片。計算其總輸入之電功率只有178.2W，若考量本研究之電聲轉換效率(約為30%)，則換能器輸出之總聲功率只有約53.5W，無法使溫感仿體變色。

表 5.3 使用多通道高功率驅動器系統之各單元輸入功率

編號	輸入功率(W)	編號	輸入功率(W)
1	13.5	9	17.5
2	X	10	10.6
3	X	11	23.5
4	22.6	12	18.1
5	X	13	9.3
6	16.2	14	9.8
7	X	15	21.8
8	6.9	16	8.4

但多通道高功率驅動器系統是本研究無法控制的外在因素，所以以下將針對本研究可以提升、改進的部分作探討。

5.3.1 聚焦點大小

利用水聽器(Hydrophone),如圖 5.12 所示,將水聽器放置於換能器之聚焦區內,觀察示波器中電壓峰對峰值,測量空間中聲壓峰值的位置,實驗架設如圖 5.13 所示,進行 XY 平面的掃描,坐標軸的表示方法如圖 5.14 所示,其原點為壓電片之曲率中心。藉此得知超音波換能器聚焦的深度與寬度,量測得知-6dB 聚焦大小結果如圖 5.15 所示,其聚焦面積為 2.42mm^2 。但再作 YZ 平面掃描後,得到其-6dB 聚焦大小結果如圖 5.16 所示,其聚焦面積為 67.87mm^2 與[9]所製之換能器之聚焦點大小 3.14mm^2 相比,聚焦點太大,單位面積能量強度低。而根據下圖 5.17 之 XZ 平面的掃描結果可以證實 XY 與 YZ 平面之正確性。



圖 5.12 水聽器示意圖

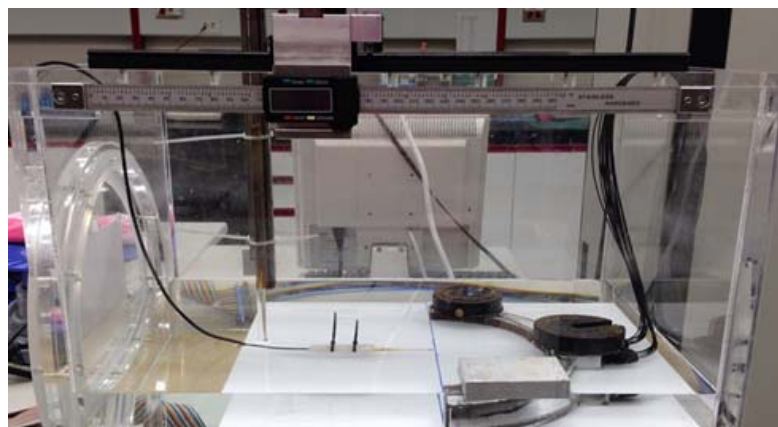


圖 5.13 聚焦點大小量測實驗架構圖

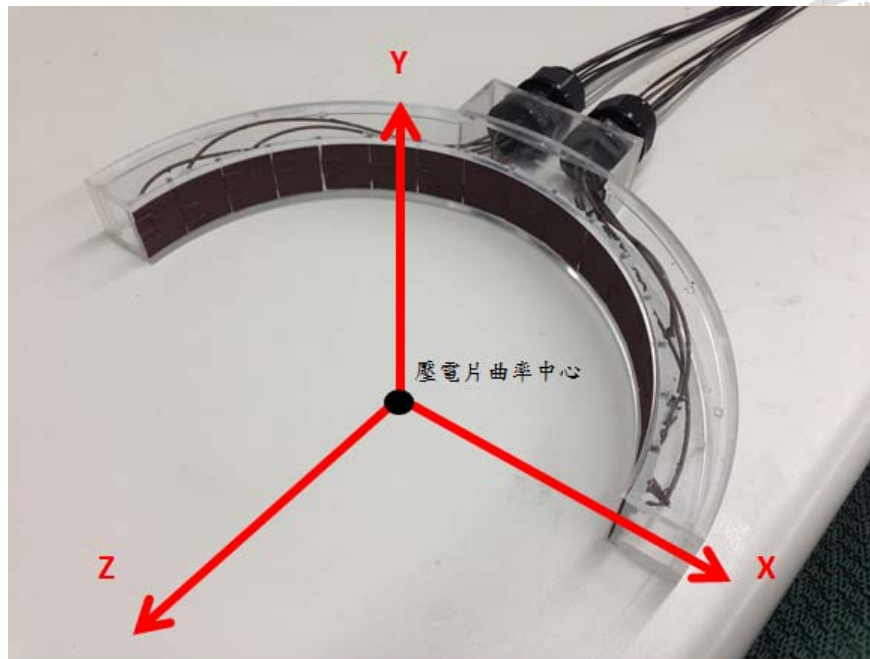


圖 5.14 換能器坐標軸示意圖

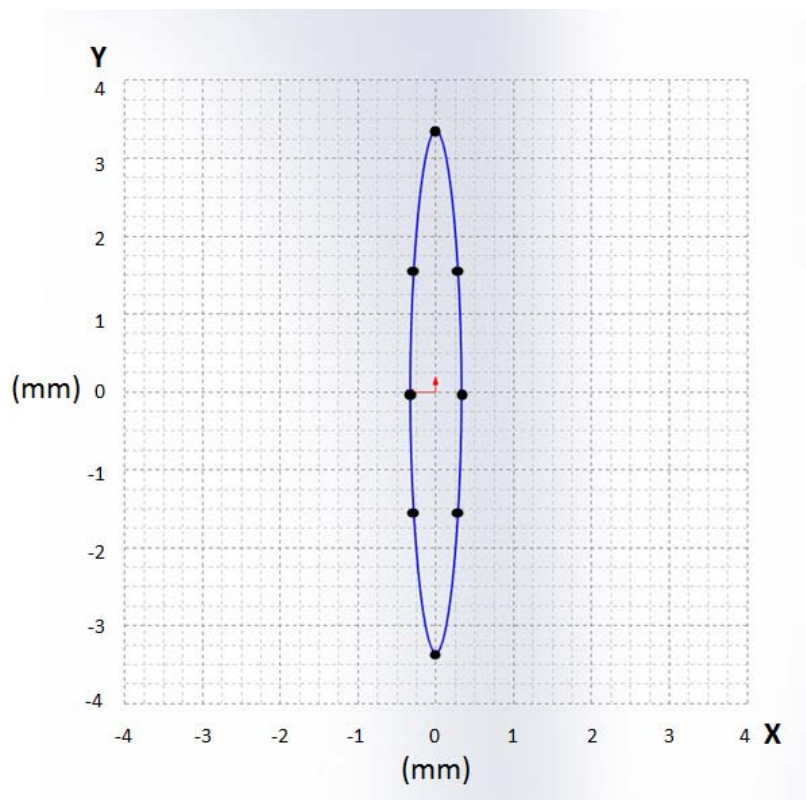


圖 5.15 XY 平面之-6dB 聚焦區域量測結果

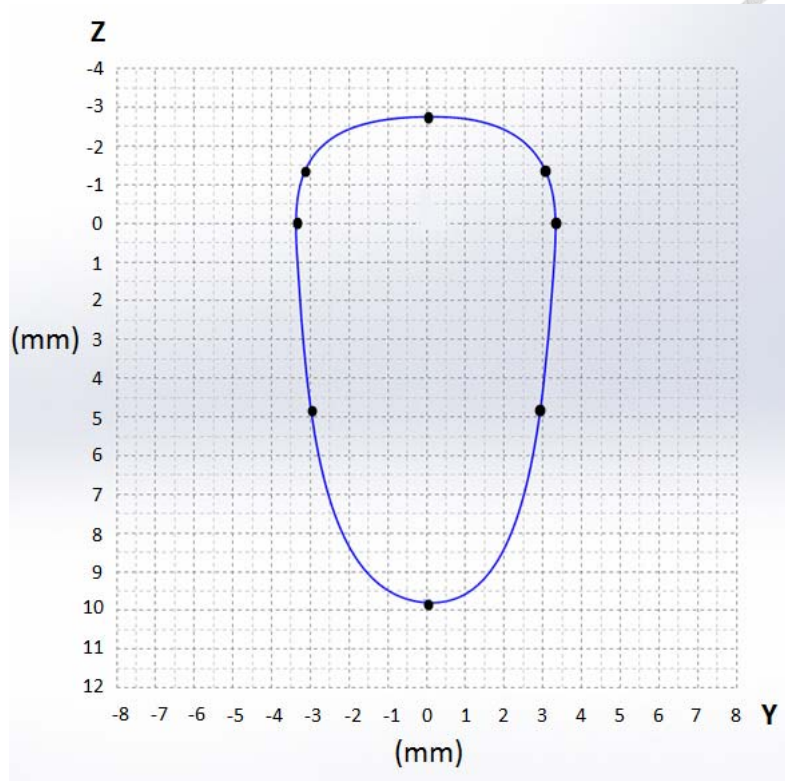


圖 5.16 YZ 平面之-6dB 聚焦區域量測結果

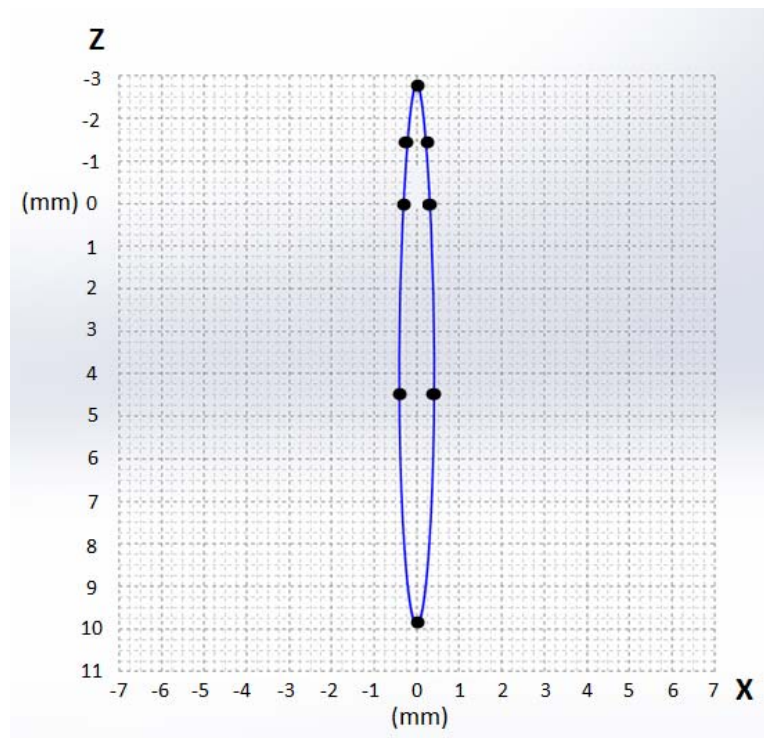


圖 5.17 XZ 平面之-6dB 聚焦區域量測結果



5.3.2 電聲轉換效率的提升

根據[17]之研究，本研究使用之壓電複合材料之陶瓷柱間隙為 $k=0.2\text{mm}$ ，此時之 VF 值為 0.25(2.3.1 節)，此時之電聲轉換效率如 5.1.4 節所示，約為 30%，但根據 [9]之研究，純壓電陶瓷片的效率約為 70%，這中間有不小的落差。嘗試使用 $k=0.15\text{mm}$ 之壓電複合材料，此時之 VF 值為 33%，根據圖 2.6，此時之機械耦合因數(K_t)會更高，進一步量測其電聲轉換效率，發現其轉換效率可接近 50%，如下圖 5.18 所示，較本研究使用之壓電片之轉換效率有大幅度的提升。

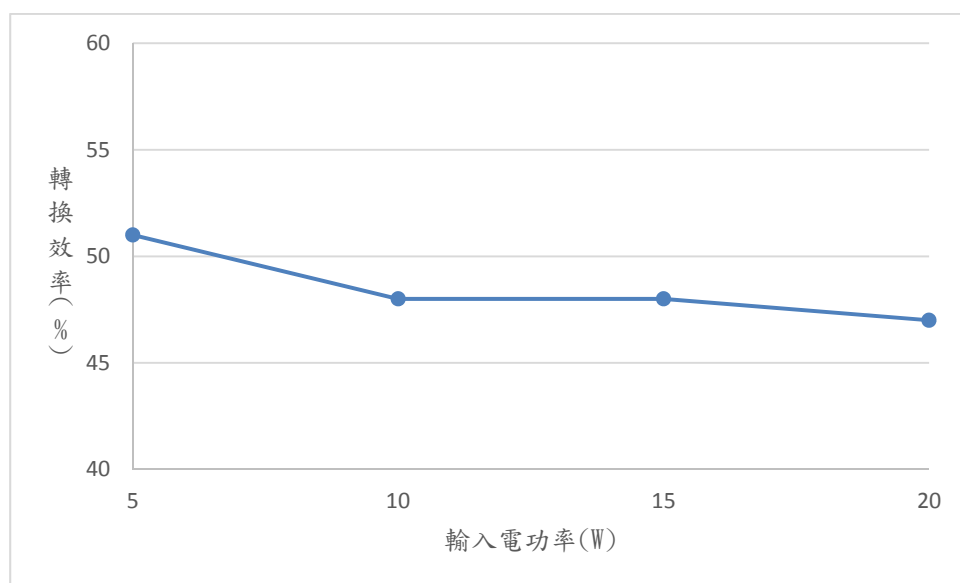


圖 5.18 壓電片在 $k=0.15\text{mm}$ 時之電聲轉換效率

第6章 結論與未來展望

本研究將純壓電陶瓷片，自行加工製作成為 1-3 壓電複合材料，並製作完成 2.5MHz 之半環型換能器以及匹配電路的製作，確認了換能器與匹配電路的穩定性，也證明了 1-3 壓電複合材料之製程是可行的。

另外針對換能器作穩定性測試，確定此換能器在合理的電功率之下可以有非常穩定的輸出，但因為聚焦區域過大以及電聲轉換效率的不佳，導致在對溫感仿體的實驗中，無法有明顯的升溫效果。


受限於本研究配何使用之多通道高功率驅動系統，無法將總輸出電功率提高，也無法穩定的供給每一單元壓電片所需的電功率，使本研究無法作更進一步的探討，若未來可以有效能更為可靠的驅動系統，再配何前述的電聲轉換效率提升，且將各單元壓電片可承受的電功率提高，再與 2.5MHz 換能器之優點相互配合，相信會有更好的加熱效果。



參考文獻



1. 衛生福利部國民健康局 2012 年報 <http://ppt.cc/mzFS>
2. Dewey WC, Sapareto SA, and Betten DA, "Hyperthermic Radiosensitization of Synchronous Chinese Hamster Cells: Relationship between Lethality and Chromosomal Aberrations," *Radiation Research*, 1978;76(1): 48-59.
3. Kim YS, Rhim H, Choi MJ, Lim HK, Choi D, "High-intensity focused ultrasound therapy: an overview for radiologists," *Korean Journal of Radiology*, 2008;9(4): 291-302.
4. Hynynen K, "MRI-guided focused ultrasound treatments," *Ultrasonics*, 2010; 50(2):221-9.
5. Hynynen K, Pomeroy O, Smith DN, Huber PE, McDannold NJ, Kettenbach J, Jolesz FA, "MR Imaging-guided Focused Ultrasound Surgery of Fibroadenomas in the Breast: A Feasibility Study 1," *Radiology*, 2001;219(1):176-185.
6. Malinen M, Huttunen T, Hynynen K, Kaipio JP, "Simulation study for thermal dose optimization in ultrasound surgery of the breast," *Medical Physics*, 2004;31(5):1296-1307.
7. Bakker JF, Paulides MM, Obdeijn IM, van Rhoon GC, van Dongen KWA, "An ultrasound cylindrical phased array for deep heating in the breast: theoretical design using heterogeneous models," *Physics in medicine and biology*, 2009;54(10):3201.
8. Ho CS, Ju KC, Cheng TY, Chen YY, Lin WL, "Thermal therapy for breast tumors by using a cylindrical ultrasound phased array with multifocus pattern scanning: a preliminary numerical study," *Physics in medicine and biology*, 2007;52(15):4585.
9. 林伯憲, "環形相位陣列聚焦式超音波結合磁振造影系統應用於乳房腫瘤治療的研究," *醫學工程學研究所*, 2011; 臺灣大學: 台北市.

- 
10. 馮若, "超聲診斷設備原理與設計," 中國醫葯科技出版社, 1993.
 11. Klicker KA, Biggers JV, Newnham RE, "Composites of PZT and Epoxy for Hydrostatic Transducer Applications," *Journal of the American Ceramic Society*, 1981;64(1):5-9.
 12. Wallace AD, "Modeling 1-3 Composite Piezoelectrics: Thickness-Mode Oscillations," *IEEE*, 1991;38(1):40-47
 13. 謝岳成, "壓電電荷常數 d_{33} 特性之量測," 電子工程學系, 2004; 交通大學: 新竹市.
 14. 陳泓年, "應用於磁振造影導引聚焦式超音波乳房腫瘤治療之三維定位系統," 醫學工程學研究所, 2013; 臺灣大學: 台北市.
 15. 蕭義正, "溫度感應型水膠應用於聚焦型超音波熱治療之研究," 機械工程學研究所, 2007; 大同大學: 台北市.
 16. 陳慶祐, "應用於陣列式超音波探頭之多通道高功率驅動器系統開發," 醫學工程學研究所, 2013; 臺灣大學: 台北市.
 17. 潘佳靖, "1-3壓電複合材料高能超音波換能器之有限原素分析," 機械工程學研究所, 2013; 中華大學: 新竹縣.