



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

Master Thesis

研發應用於磁共振造影導引乳房腫瘤熱治療之

高頻超音波環形陣列探頭

Development and Investigation of High Frequency MR-guided

Ring-Shaped Phased-Array Ultrasound Transducer for Breast

Tumor Thermal Therapy

陳冠銘

Guan-Ming Chen

指導教授：林文灃 博士

陳景欣 博士

Advisor : Win-Li Lin Ph.D.

Gin-Shin Chen Ph.D.

中華民國 102 年 7 月

July, 2013



## 致謝

兩年的碩士求學生涯，收穫跟著歲月一起增長，而歲月也跟著這本論文一起增長，長至這本論文完成時，代表著這段歷程的結束。一路走來的喜怒哀樂，少一點都覺得可惜。

由衷感謝指導教授林文澧老師給我的指導以及他有耐心的帶領著我進入超音波的世界，常常在談話間就給了我很多實驗的想法，循循善誘的讓我學會如何做研究。非常感謝國家衛生研究院的陳景欣博士，待在國衛院的時光裡，陳博士總是幽默的點出實驗細節以及睿智的教我如何待人處事。感謝陳永耀教授對於本論文給的所有建議，使得本論文能更加完整。

感謝實驗室每一位成員，學長姐聖凱、國維、璧賢、中英、季峰、為中、亮欣、伯憲、榮謙、瀚文，實驗室有你們，才有人傳承實驗室的精神；而實驗室的同學泓年、慶祐、筱煊、喬林、伊真，有你們一起修課、做實驗、互相提醒實驗進度，真的很感謝你們；而實驗室的學弟們，彥縉、俊諺、子維、秉瑜，謝謝你們帶給實驗室許多樂趣；國衛院的藝芬、裕信、鄭大哥、潘潘、家睿、雅程、信志、柏勳、美茜、小黑、芳國等，謝謝你們跟我一起討論實驗遇到的問題；感謝平時一起聯合開會的電機所凱翔等人，在開完會後還會一起閒話一番。

在這兩年之中，一定不可缺少的就是我的家人，感謝你們無怨尤的聽我抱怨，還時常關心我的實驗進度，讓你們在工作忙碌之餘，還要分心到我這個兒子上，真的非常感謝你們；最後感謝慧安的體諒，讓我在極度忙碌之餘，還能有些輕鬆、快樂的時光。

謝謝你們。

## 摘要

高強度聚焦性超音波(High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU)是利用聲波傳遞的特性達到非侵入式治療腫瘤的效果。本研究針對乳房腫瘤開發了一套高頻高強度聚焦性環形超音波換能器，期望能針對頂部的乳房腫瘤產生聚焦效果，而對底部的乳房腫瘤能施以熱治療。

在 HIFU 換能器的材料選擇方面，使用的是複合壓電陶瓷，其具有降低聲阻抗且提高機電耦合係數的優點；換能器的尺寸為半徑 100mm、聚焦半徑 100mm、高 25mm、工作頻率為 2.5MHz，且將其環形超音波換能器分成 16 個單元。換能器的特性方面，對其量測壓電係數  $d_{33}$ 、聲阻抗以及電聲轉換效率，來驗證換能器的輸出效率以及穩定性。

目前所開發的高頻超音波環形換能器無法有效將電功率轉換成聲功率，不能達到 HIFU 等級的加熱效果，但仍能對組織加溫。另外在仿體實驗結果證實此環形超音波換能器能將能量集中在直徑 6 cm 的水膠之中心位置。

**關鍵字：**環形高頻超音波換能器、熱治療、乳房腫瘤、複合壓電材料、陣列式探頭

## Abstract



High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) can achieve a non-invasive treatment using sound wave transmission to heat the desired region. In this study, we tried to develop a ring-shaped HIFU transducer for breast tumors to generate thermal lesions in the tip region of the breast and to execute thermal therapy in the bottom of the breast.

Using piezocomposite material for ultrasonic transducer can lower the acoustic impedance as well as increase the electro-mechanical coupling factor. The size of transducer is 100 mm in radius, 100 mm in radius of curvature, 25 mm in height and 2.5 MHz in working frequency. The transducer consists of 16 elements. To verify the output efficiency and stability, we measured the piezoelectric parameter  $d_{33}$ , acoustic impedance and electro-acoustic efficiency.

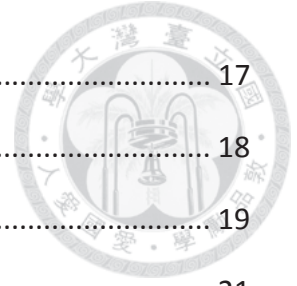
At the present, the high frequency ring-shaped ultrasound transducer cannot reach the requirements for a HIFU, while it can heat fresh pork tissues. This ultrasound transducer can transmit the acoustic power to the center of a 6 cm gelatin phantom to effectively raise the temperature.

Keywords: ring-shaped phased-array ultrasound transducer, hyperthermia, breast tumors, piezocomposite material, HIFU

# 目錄

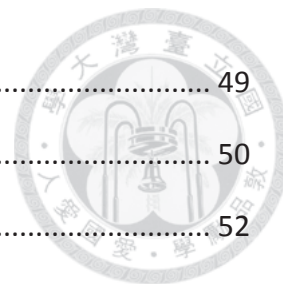


致謝 .....	i
摘要 .....	ii
Abstract.....	iii
目錄 .....	iv
圖目錄 .....	vii
表目錄 .....	x
第 1 章 緒論 .....	1
1.1 乳癌 .....	1
1.2 熱治療的發展 .....	3
1.3 磁振導引之高強度聚焦性超音波 .....	3
1.4 研究目的 .....	4
第 2 章 材料與方法 .....	5
2.1 壓電效應 .....	5
2.1.1 壓電材料 .....	7
2.1.2 1-3 複合壓電材料 .....	7
2.1.3 壓電材料統御方程式 .....	9
2.1.4 壓電材料特性參數 .....	11
2.2 超音波換能器 .....	13
第 3 章 磁振造影相容之換能器製備及特性量測方法 .....	14
3.1 磁振造影相容之超音波換能器 .....	14
3.2 換能器設計 .....	15
3.3 換能器的材料及其製備 .....	15
3.3.1 挑選特性相同的壓電陶瓷 .....	16
3.3.2 製作成複合材料 .....	17



3.3.3	工作頻率之選擇 .....	17
3.3.4	熱壓成型 .....	18
3.3.5	沉積導電層 .....	19
3.3.6	封裝成換能器 .....	21
3.4	阻抗匹配電路 .....	22
3.4.1	LC 電路阻抗匹配 .....	24
3.5	換能器特性化量測 .....	24
3.5.1	壓電應變常數 $d_{33}$ 量測 .....	24
3.5.2	複合壓電陶瓷之聲阻抗 .....	25
3.5.3	電聲轉換效率 .....	26
3.6	換能器加熱效果實驗 .....	27
3.6.1	組織仿體實驗 .....	27
3.6.2	離體動物實驗 .....	29
第 4 章	結果與討論 .....	31
4.1	換能器製作 .....	31
4.1.1	磁振造影相容之超音波換能器 .....	31
4.1.2	壓電陶瓷挑選 .....	32
4.1.3	複合材料晶相圖 .....	33
4.1.4	複合壓電陶瓷厚度 .....	33
4.1.5	環形換能器機構 .....	36
4.1.6	阻抗匹配電路 .....	37
4.2	換能器特性量測 .....	39
4.2.1	複合壓電陶瓷的壓電應變係數 $d_{33}$ 量測 .....	39
4.2.2	聲阻抗量測 .....	40
4.2.3	電聲轉換效率量測 .....	41

4.3	換能器加熱實驗結果 .....	49
4.3.1	組織仿體實驗 .....	50
4.3.2	離體動物實驗 .....	52
第 5 章	結論與未來展望 .....	54
參考文獻	.....	55



## 圖目錄



圖 2.1 正壓電效應 .....	6
圖 2.2 逆壓電效應 .....	6
圖 2.3 1-3 複合材料示意圖 .....	8
圖 2.4 複合材料結構示意圖 .....	8
圖 2.5 壓電係數與各變數間的關係 .....	10
圖 3.1 環型換能器立體圖 .....	14
圖 3.2 複合壓電陶瓷製作流程 .....	16
圖 3.3 壓電陶瓷正視圖 .....	16
圖 3.4 填入樹脂後的複合壓電陶瓷片尺寸示意圖 .....	17
圖 3.5(a)(b) 模具機械製圖規格 .....	19
圖 3.6 熱壓成型程序圖 .....	19
圖 3.7 加上導電層之複合壓電陶瓷片 .....	20
圖 3.8 濺鍍系統示意圖 .....	20
圖 3.9 四分之一環形超音波換能器機構立體圖 .....	21
圖 3.10 環形超音波換能器機構示意圖 .....	22
圖 3.11 阻抗分析儀量(國衛院醫工組提供)測之複合壓電陶瓷阻抗與相角圖 .....	22
圖 3.12 壓電陶瓷的等效電路模型 .....	23
圖 3.13 阻抗匹配示意圖 .....	24
圖 3.14 $d_{33}$ Meter(國衛院醫工組提供)用於量測壓電材料之壓電應變常數 .....	25
圖 3.15 聲速量測示意圖 .....	26
圖 3.16 電聲轉換效率量測示意圖 .....	27
圖 3.17 (a)(b) 直徑 1cm 的圓柱型水膠 .....	28
圖 3.18 直徑 6cm 的圓柱型水膠 .....	28
圖 3.19 組織仿體加熱實驗架構圖 .....	29



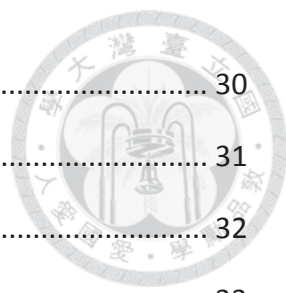
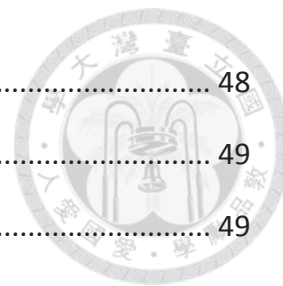


圖 3.20 離體豬肉加熱實驗架構圖 .....	30
圖 4.1 環形超音波換能器及其匹配電路 .....	31
圖 4.2 放置於磁振造影系統之超音波換能器 .....	32
圖 4.3 填入樹脂後的複合壓電陶瓷晶相圖 .....	33
圖 4.4 不同複合壓電陶瓷厚度時對應的共振頻率 .....	34
圖 4.5 複合壓電陶瓷厚度量測方法 .....	34
圖 4.6 四分之一的環形超音波換能器機構 .....	36
圖 4.7 匹配電路之電路示意圖 .....	37
圖 4.8 16 單元的超音波換能器的匹配電路實體 .....	38
圖 4.9 複合壓電陶瓷各單元聲阻抗 .....	40
圖 4.10 單元一的電聲轉換效率 .....	41
圖 4.11 單元二的電聲轉換效率 .....	41
圖 4.12 單元三的電聲轉換效率 .....	42
圖 4.13 單元四的電聲轉換效率 .....	42
圖 4.14 單元五的電聲轉換效率 .....	43
圖 4.15 單元六的電聲轉換效率 .....	43
圖 4.16 單元七的電聲轉換效率 .....	44
圖 4.17 單元八的電聲轉換效率 .....	44
圖 4.18 單元九的電聲轉換效率 .....	45
圖 4.19 單元十的電聲轉換效率 .....	45
圖 4.20 單元十一的電聲轉換效率 .....	46
圖 4.21 單元十二的電聲轉換效率 .....	46
圖 4.22 單元十三的電聲轉換效率 .....	47
圖 4.23 單元十四的電聲轉換效率 .....	47
圖 4.24 單元十五的電聲轉換效率 .....	48

圖 4.25 單元十六的電聲轉換效率 .....	48
圖 4.26 熱電偶埋置於離中心點 1cm 處 .....	49
圖 4.27 熱電偶埋置於離中心點 2cm 處 .....	49
圖 4.28 將直徑 1cm 水膠置於換能器中心之實驗 .....	50
圖 4.29 不同傳送功率對水膠中心的溫度變化 .....	50
圖 4.30 輸入功率為 200W 之不同位置溫度變化圖 .....	51
圖 4.31 輸入功率為 250W 之不同位置溫度變化圖 .....	51
圖 4.32 將里肌肉置於換能器中心之離體實驗 .....	52
圖 4.33 不同功率下里肌肉溫度變化 .....	53



## 表目錄



表 1.1 乳癌分期 .....	2
表 2.1 各種壓電係數定義 .....	10
表 2.2 PZT-4 之壓電參數 .....	12
表 3.1 Epoxy 301 的規格 .....	15
表 3.2 電導率最好的前五名金屬 .....	20
表 3.3 生物組織和其他介質的超音波參數 .....	29
表 4.1 16 片壓電陶瓷 PZT-4 的壓電係數 $d_{33}$ 值 .....	32
表 4.2 16 片複合壓電陶瓷的平均厚度及共振頻率 .....	35
表 4.3 未匹配前之 16 片複合壓電陶瓷的阻抗值 .....	37
表 4.4 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 ....	38
表 4.5 16 單元複合壓電陶瓷的 $d_{33}$ .....	39



## 第1章 緒論

長期以來，惡性腫瘤一直是人類欲解決的課題，而女性乳癌是全球癌症發生率第二位，僅次於肺癌。根據英國癌症研究協會(Cancer Research UK)的資料，在2008年時，乳癌為全球癌症發生率的第二位、致死率為第五位，且在已開發的國家中乳癌佔所有癌症的比例更是比開發中的高。在台灣，乳癌佔女性癌症死亡率的第四位。

### 1.1 乳癌

乳癌初期僅有無痛性腫塊，往往一般人不會意識到自己已罹患乳癌，但由於各式醫學診斷工具的發明，如乳房 X 光攝影術(mammography)、乳房超音波、電腦斷層掃描、核磁造影，在判斷是否罹病已有大大的進步。

當被醫生發現罹患乳癌時，醫生會針對病人目前的病況進行分期。根據 Tumor-Node-Metastasis(TNM)系統的定義，乳癌分期由原發性腫瘤的大小(Primary Tumor)、局部淋巴結轉移的情形(Regional Lymph Nodes)、遠處轉移情形(Distant Metastasis)來分期，如表 1.1：

表 1.1 乳癌分期

第零期	乳癌細胞仍在乳腺管基底層內尚未轉移
第一期	腫瘤小於兩公分以下的浸潤癌，且腋下淋巴結無癌細胞轉移
第二期 A	腫瘤大小在兩公分至五公分、淋巴尚未轉移或者腫瘤大小在兩公分以下、有淋巴轉移，但尚未固定。
第二期 B	腫瘤大小超過五公分或者腫瘤大小在兩公分至五公分、有淋巴轉移，但尚未固定。
第三期 A	腫瘤大小在五公分以下、淋巴已轉移，但尚未固定或者腫瘤小於五公分，但同側腋下轉移的淋巴已發生黏黏。
第三期 B	無論腫瘤大小，只要淋巴轉移擴散到鎖骨上淋巴結
第四期	無論腫瘤大小、淋巴結轉移與否，只要發生遠處轉移，如：肝、肺、骨骼等便是。

現今的乳癌治療方式仍是以乳房根除術(Radical Mastectomy)為主流[1]，其他常見的如放射線治療(Radiotherapy)、化學治療(Chemotherapy)、賀爾蒙療法。在隨著醫學的進步以及想法的改變，對於乳房保存完整度的要求越來越高，加上科學的認知以及對新技術的接受度提高，追求最小侵入式(minimally invasive)，甚至是完全非侵入式(noninvasive)的治療，已是一股盛行的風氣。現今的最小侵入式以及非侵入式的方法已發展出射頻燒灼術(Radiofrequency Ablation, RFA)、間質雷射療法(Interstitial Laser Ablation, ILA)、冷凍療法(Cryoablation)、微波消融治療(Microwave Thermotherapy)以及高強度聚焦超音波治療(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)幾種方法。




## 1.2 熱治療的發展

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。在 1984 年由 S.A.Sapareto 和 W.C.Dewey 在 International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 提出了細胞存活率與熱劑量的關係[2]，Sapareto 和 Dewey 此一研究顯示細胞大約在 43°C，一小時，存活率就會低至 1% 以下，而溫度每上升 1°C，存活率又減少更多。

## 1.3 磁振導引之高強度聚焦性超音波

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，且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。高強度聚焦性超音波為一種達成熱手術的方法，透過設計超音波換能器的幾何形狀來形成一個幾何聚焦中心，使得超音波換能器傳遞高強度在聚焦中心附近能量極高。現今對高強度聚焦性超音波的溫度影像主要有兩種：(一)超音波造影(Ultrasound Imaging)，其使用 B mode 的超音波影像當作導引，但因為現今技術上不能達到精準的溫度控制，因此在配合高強度聚焦性超音波通常會使用(二)磁振造影(Magnetic Resonance Imaging，MRI)，其可以達到溫度監控以外，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(Magnetic Resonance Image guided High Intensity Focused Ultrasound，MRIgHIFU)已應用在許多種腫瘤上，如：子宮肌瘤、前列腺癌、骨癌、肝癌、腦癌以及乳癌，在 2004 年美國食品藥物管理局(Food and Drug Administration，FDA)通過了由 InSightec 公司第一台磁振造影導引之高強度聚焦性超音波來治療子宮肌瘤[4]。

2001 年時，Harvard University 的團隊發表首次將 MRIgHIFU 此系統應用在乳



房腫瘤治療上，使用的超音波換能器為單一單元的球面聚焦型、半徑 10 公分、曲率半徑 8 公分、操作頻率在 1.5MHz[5]，其結果證實了 MRIGHIFU 應用於乳房腫瘤的可行性。該團隊在 2004 年發表了新型超音波換能器的模擬，使用半徑為 7 公分的半球型、191 個單元的相位陣列式超音波換能器[6]，其結果證實此一新型換能器比單一單元的換能器更有效率，治療時間更短。

## 1.4 研究目的

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，證實了超音波熱治療確實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軟組織大的多，這樣的特性會造成肋骨明顯的溫升，進一步傷害到患者。因此環型(ring-shaped)超音波換能器被提出。環型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, 8]，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 2011 年時開發出環形相位陣列式聚焦超音波換能器，其工作頻率為 1MHz，16 個單元的壓電陶瓷，環形半徑為 10 公分、壓電陶瓷的曲率半徑 10 公分、高 2 公分。本研究在於開發出更高頻的磁振造影相容之環形相位陣列式聚焦超音波換能器，超音波由於頻率升高，聚焦特性會更精準，能有效縮短治療時間以及對於尺寸較大的乳房能治療接近於表面的腫瘤，而對尺寸較小的乳房能產生聚焦的效果。





## 第2章 材料與方法

超音波換能器所使用的材料是為具有壓電特性的材料，其由使用者外加給換能器電能，使得換能器產生機械能。有效的利用此一特性，使得壓電材料廣泛應用於生活中，例如超音波換能器、聲納、音響、麥克風、非破壞性檢測等。而針對超音波換能器而言，目的的不同，其設計所考量的因素也不同，例如超音波影像換能器會注重在反射回來的波、頻寬大。而本研究則是以輸出高功率當作目標，因此會注重在其能量的轉換效率。

### 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(1)正壓電效應(direct piezoelectric effect)及(2)逆壓電效應(converse piezoelectric effect)，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，致使內部原先的正負電荷距離改變，進而使得原先內部的極化電場改變。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一抵抗的電位差，此種效應即為正壓電效應，如圖 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，如圖 2.2。



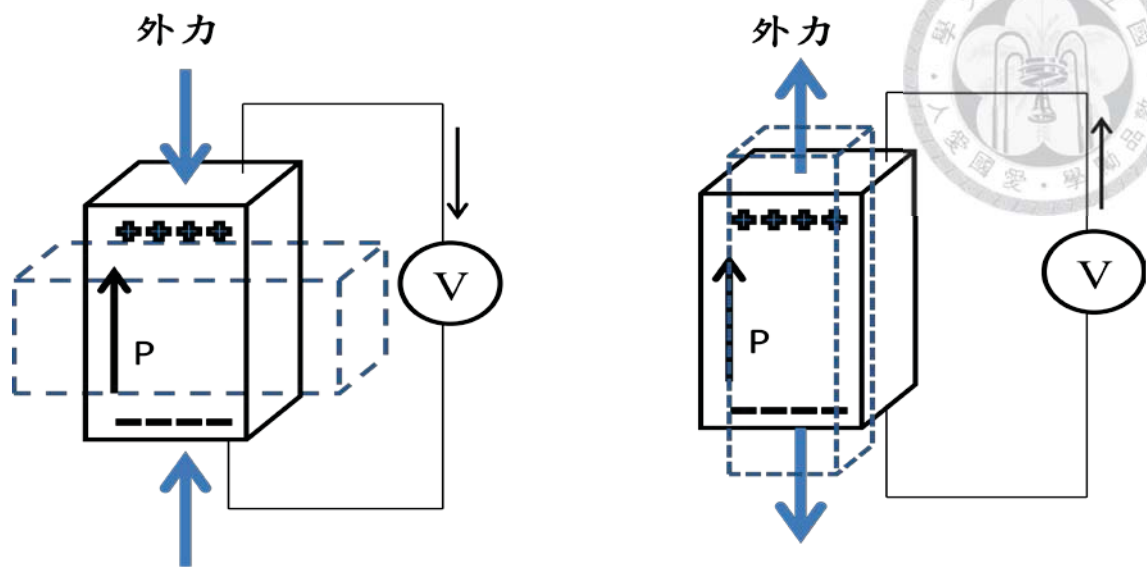


圖 2.1 正壓電效應

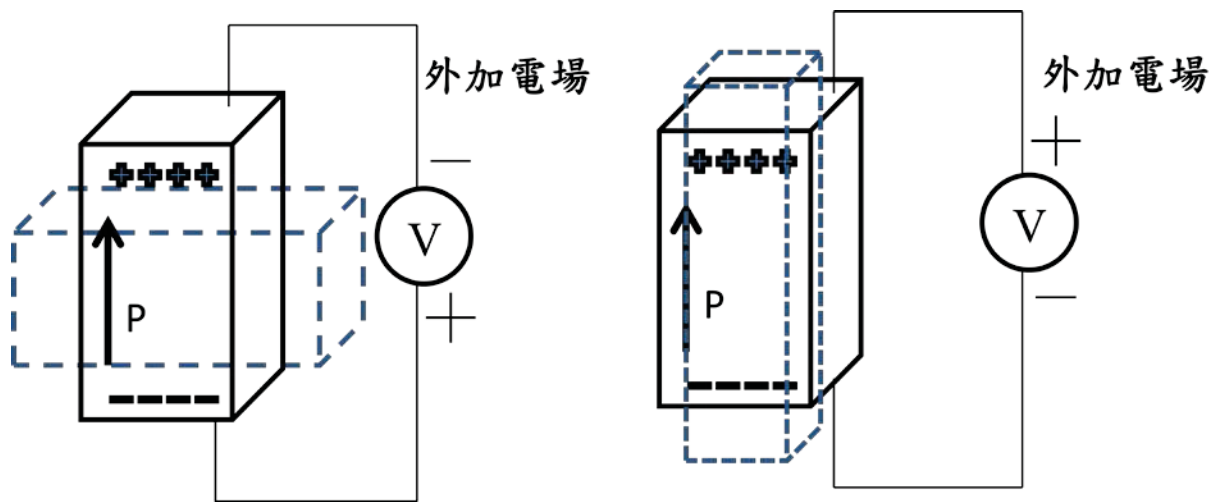


圖 2.2 逆壓電效應



## 2.1.1 壓電材料

壓電材料若按物理結構來分類能分成如下[9]，

- 一.單晶類(single crystal)：石英( $\text{SiO}_2$ )、電氣石、硫酸鋰( $\text{LiSO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$ , LSH)、鉍酸鋰( $\text{LiNbO}_3$ )、鎢酸鋰( $\text{Li}_2\text{GeO}_3$ )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( $\text{BaTiO}_3$ )、鈦酸鉛( $\text{PbTiO}_3$ )、鋳鈦酸鉛(PZT)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[9]

- (1)機電耦合係數高
- (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

## 2.1.2 1-3 複合壓電材料

本研究所使用的材料為 PZT-4 與樹脂(Epoxy)的複合材料。而複合材料共有 10 種組合方式[10]，本實驗使用的是 1-3 複合壓電材料[11, 12]，其中 1 是指主動元素材料只在 y 方向上有延伸；而 3 是指被動元素則在 x, y, z 個方向都有延伸，如圖 2.3。陶瓷類壓電材料 PZT-4 的聲阻抗為  $35.1\text{MRayl}$ ，而複合壓電陶瓷通常擁有比陶瓷類壓電材料更低的聲阻抗，再者複合壓電陶瓷的機電耦合係數比陶瓷類壓電材料來的高[13]。

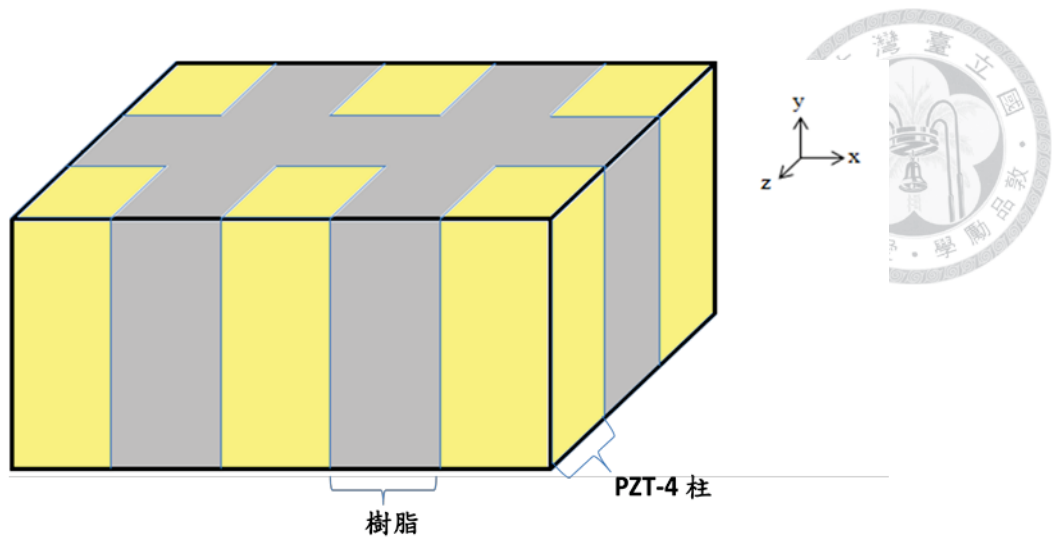


圖 2.3 1-3 複合材料示意圖

文獻[14]中提到，在製作 1-3 複合壓電陶瓷時，陶瓷體積比(Volume Fraction, VF)和陶瓷寬高比(Aspect Ratio, AR)的不同會影響製作出來的複合材料特性，其定義為

$$VF = \left( \frac{W}{W + K} \right)^2 \quad (1)$$

$$AR = \frac{W}{H} \quad (2)$$

W：壓電陶瓷柱寬度；K：樹脂寬度；H：複合壓電陶瓷厚度

如圖 2.4 所示，圖中寶藍色為壓電陶瓷柱、棕色的為樹脂，震動發生在 Y 軸方向。

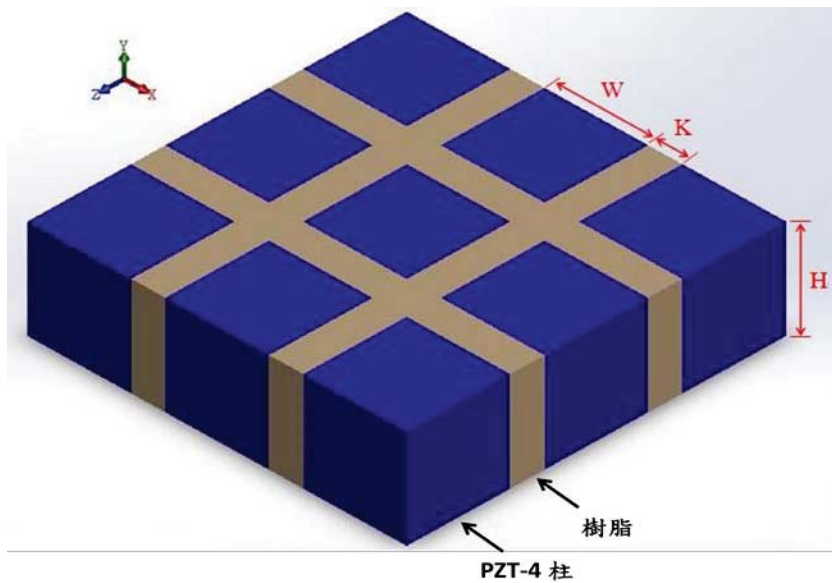


圖 2.4 複合材料結構示意圖



對 HIFU 換能器而言，公式(1)越高表示壓電陶瓷佔整個複合材料的比例越高；而公式(2)越高表示複合材料的寬高比越高。通常在高強度聚焦性超音波換能器的設計考量上，會選擇高陶瓷體積比、低陶瓷寬高比。

### 2.1.3 壓電材料統御方程式

所有具有壓電效應的材料都可以用壓電統御方程式來解釋其特性。由於壓電材料有機械能和電能轉換的特性存在，其所要考慮的變數有四個，分別為應力  $T$ 、應變  $S$ 、電場  $E$ 、電位移  $D$ ，根據所選擇的自變數及應變數的不同，壓電統御方程式能分成四種：

d 型

$$S = s^E T + d_t E$$

$$D = d T + \epsilon^T E$$

g 型

$$S = s^D T + g_t D$$

$$E = -g T + \beta^T D$$

e 型

$$T = c^E S - e_t E$$

$$D = e S + \epsilon^S E$$

h 型

$$T = c^D S - h_t D$$

$$E = -h S + \beta^S D$$

由圖 2.5 更可以清楚之間的換算關係[15]

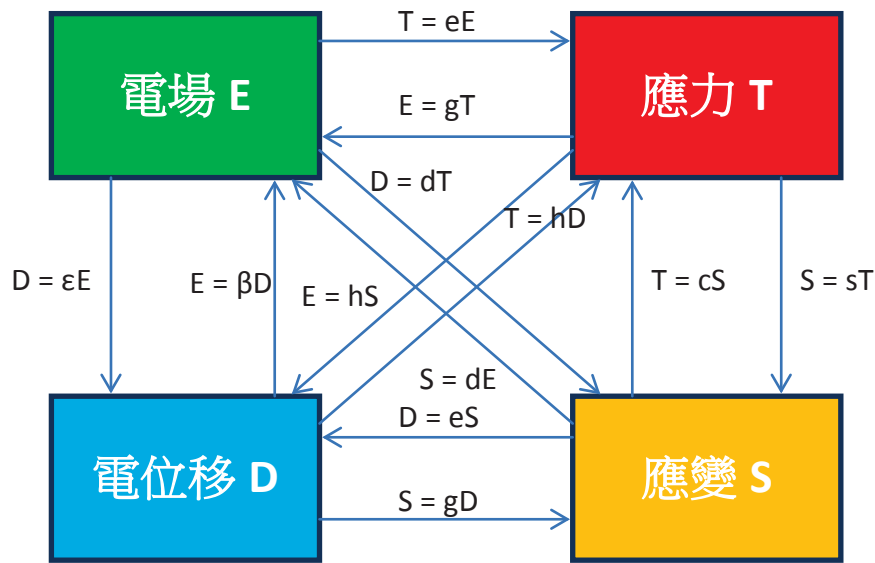


圖 2.5 壓電係數與各變數間的關係

其中的參數定義如表 2.1[16]

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
$\epsilon^T$	應力固定時的介電係數
$\epsilon^S$	應變固定時的介電係數
$\beta^T$	應力固定時的反誘電係數
$\beta^S$	應變固定時的反誘電係數

由不同的應用方向，會選擇不同的壓電統御方程式來表達。



## 2.1.4 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。而機電耦合因數與材料振動模式有關，對高強度聚焦性超音波換能器而言，振動方向在厚度方向，且其它方向振動不受限制的機電耦合係數  $K_{33}$  是設計者最在乎的。理論上高機電耦合因數  $K_{33}$  表示高電聲轉換效率。

$$K = \left( \frac{\text{儲存的機械能}}{\text{外加電能}} \right)^{1/2} = \left( \frac{\text{儲存電能}}{\text{外加機械能}} \right)^{1/2} \quad (3)$$

### (2).介電損耗(dielectric loss tangent,tan $\delta$ )

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。本研究中透過測量壓電材料在頻率在 1kHz 時的阻抗實部及虛部得到[14]，其代表著在非共振時能量損耗，公式如下

$$\tan \delta = \frac{X}{R} \quad (4)$$

X : 壓電材料在 1kHz 時的電抗； R : 壓電材料在 1kHz 時的電阻



(3). 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。

$$Z_a = \rho \times c \quad (5)$$

$\rho$ ：介質密度； $c$ ：介質的聲速

(4). 壓電常數  $d_{33}$ (piezoelectric constant)

壓電常數  $d_{33}$ [17]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(piezoelectric strain constant)是指電場強度的變化所引起的應變變化；而壓電電荷常數(piezoelectric charge constant)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，表 2.2 為純 PZT-4 的壓電參數。

表 2.2 PZT-4 之壓電參數

	密度( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	壓電應變常數 $d_{33}$	耦合因數 $k_d$
PZT-4	7.5	289	33.4

(5). 電聲轉換效率(electro-acoustic conversion efficiency)

電聲轉換效率是指輸入的電功率轉換成聲功率的能力，它能直接的判斷換能器的輸出效率。其公式為

$$\text{電聲轉換效率} = \left( \frac{\text{輸出聲功率}}{\text{輸入電功率}} \right) \times 100\% \quad (6)$$



## 2.2 超音波換能器

超音波換能器在1917年時，A.Langevin就以石英晶體來製作水下聲波換能器。而超音波換能器應用相當廣泛，例如用於魚群探測、洗淨器、材料試驗、防盜警報、心律計等。若以其能量轉換的型態可分為三類[15]：

### 一. 聲波發射類(transmitter)

主要是將聲波傳出，所需特性為能忍受高的電力輸入、機械強度大、機電耦合因數大、介電損失小、機械品質因子大等。

### 二. 聲波接收類(receiver)

主要是要將所接收到的聲波轉換成電訊號來處理，所需特性為壓電參數 $g$ 要大、高介電係數、溫度係數小等。

### 三. 發射接收共用類

可同時發射及接收聲波。

本實驗的超音波換能器為聲波發射類。



### 第3章 磁振造影相容之換能器製備及特性量測方法

本研究的實驗手術設計是將患者以俯臥的姿勢，使得乳房自然垂下，再將環形換能器圍繞之，根據病灶位置移動探頭來達到治療的目的，且因為是要搭配磁振造影來當作溫度影像導引，因此還要考慮到材料是否會有磁性的干擾。所以換能器的設計考量將會影響到治療的效果。本實驗所設計的換能器是一將 16 片複合壓電陶瓷排列成曲率半徑為 10cm 的圓，高度為 2.5cm 的幾何結構，以符合不同大小的乳房尺寸。而在外殼方面是設計成正八邊型，並且分成四個單元，如圖 3.1。

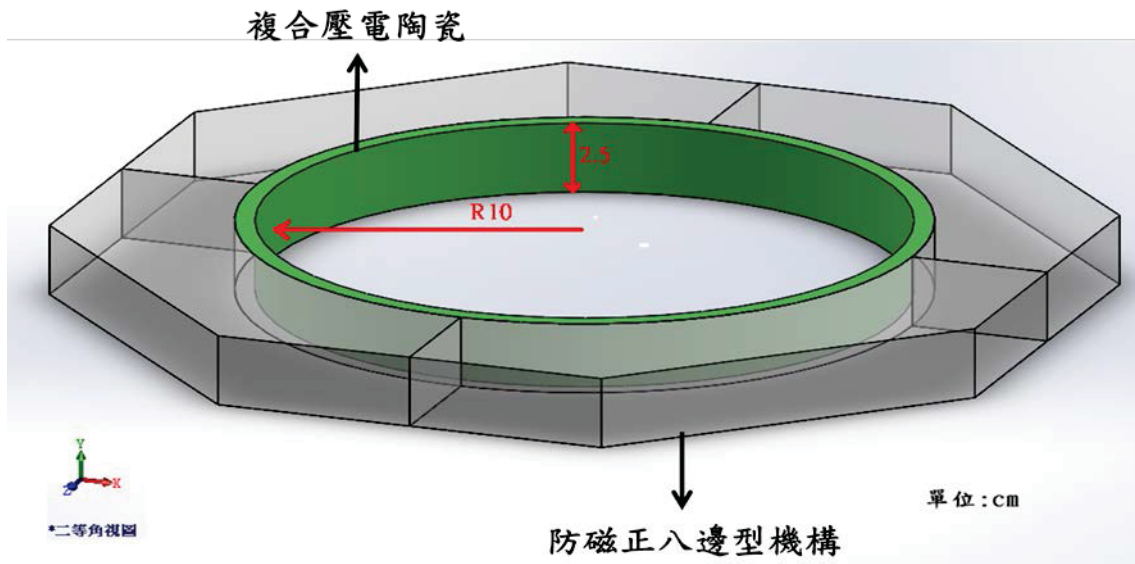


圖 3.1 環型換能器立體圖

#### 3.1 磁振造影相容之超音波換能器

磁振造影系統的原理是將物體放入強大的靜磁場中，外加一射頻脈衝使其物體的氫原子旋轉方向改變，產生共振，此時原子核就會釋放出能量，然後去分析能量激發後放出的電磁波信號，再經由電腦運算組合成影像。因此要達到磁振造影相容就必須將換能器的製作材料都不能出現有磁性的物質。本研究所使用的磁振造影系統(Version syngo MR 2004A, Siemens, Germany)是由國家衛生研究院所提供。



### 3.2 換能器設計

由於環形的幾何形狀以及聲波傳遞的特性，使得在設計 HIFU 環形換能器時，能製作出一聚焦中心，若波行經路徑上沒有衰減，則在聚焦中心點上能量最集中，是 HIFU 燒灼時最常使用到的幾何位置。本研究所設計的環形幾何為半徑 100mm，外殼是為正八邊形，主要是配合機械式平台而設計，如圖 3.1。而工作頻率為 2.5MHz 的考量是因為頻率升高造成吸收係數變大。以此物理特性，在面對尺寸較大的乳房時，能治療表層的腫瘤；而面對尺寸較小的乳房時，其仍擁有聚焦的效果。

### 3.3 換能器的材料及其製備

在常見的聲波發射類超音波換能器的材料選擇，通常會使用 PZT-4，因為它擁有較高的機電耦合因數、較低的介電損耗以及較高的機械品質因子。實驗中的 PZT-4 壓電陶瓷是委託瓷能股份有限公司(桃園)所製造，本實驗是將 PZT-4 和樹脂 (Epoxy 301, Epoxy Technology, USA) 製作成複合壓電陶瓷主要是由於

- (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(1.5MRayl)。
- (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。

樹脂的特性如下表 3.1

表 3.1 Epoxy 301 的規格

密度	1.15g/cm <sup>3</sup>
聲速	2650m/s
聲阻抗	3.05MRayls

選定材料後，接著就是一系列的製作流程，其流程為圖 3.2

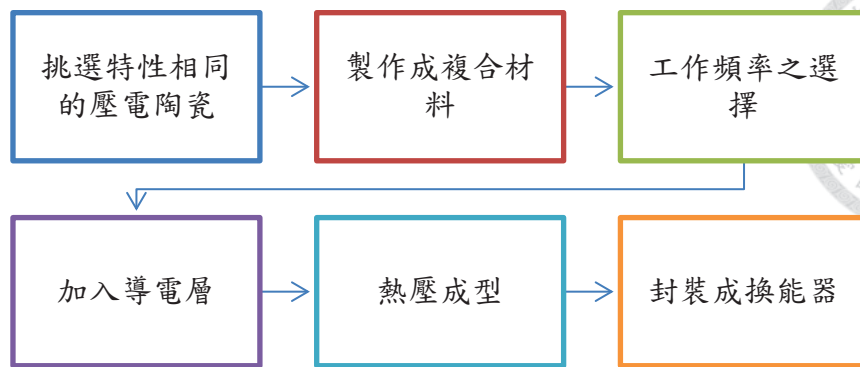


圖 3.2 複合壓電陶瓷製作流程

各步驟在製作上會考量的因素將一一介紹：

### 3.3.1 挑選特性相同的壓電陶瓷

由於本研究所使用的超音波換能器是由 16 片壓電陶瓷單元所排列而成，因此在自行製造各單元時，希望每個單元的元件特性都較為相似，因此我們會對訂製的壓電陶瓷做  $d_{33}$  的測試，以此特性作為考量去挑選出特性接近的 16 片壓電陶瓷去進行製作。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 的長方形，如圖 3.3 所示。

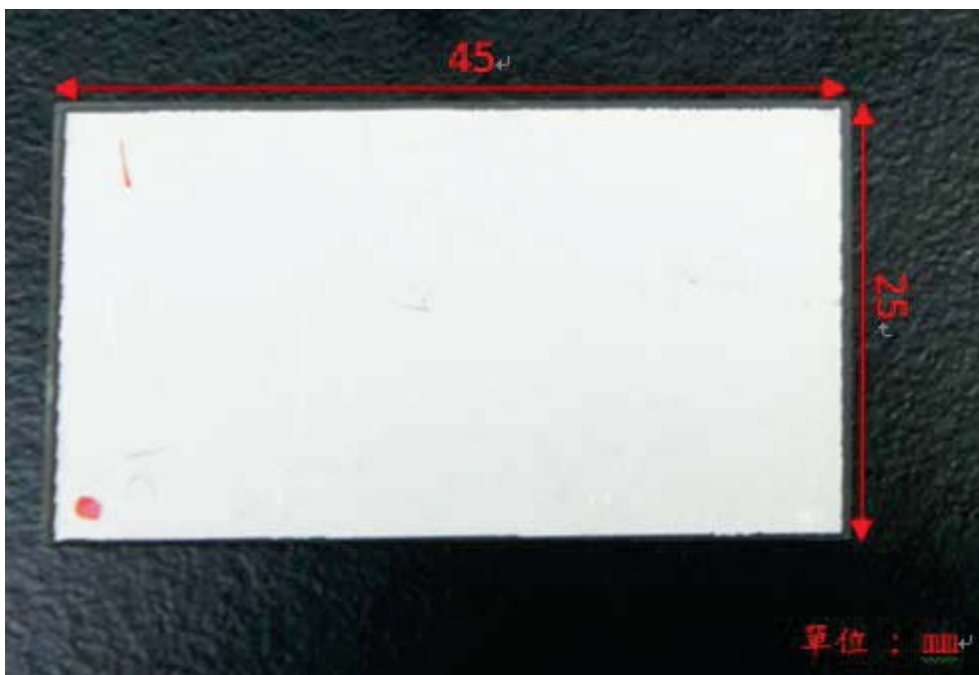


圖 3.3 壓電陶瓷正視圖



### 3.3.2 製作成複合材料

前面章節提到，製作成複合壓電陶瓷時，若想要其電聲轉換效率較高，則 VF 越大越好、AR 低於 0.47，本實驗的 AR 為 0.47、VF 為 56%。實作上所使用的方法是 Dice and Fill[12]，其加工方法是使用晶圓切割機在壓電陶瓷片上切出寬度為 0.1mm 縫隙，而保留 0.3mm 的正方形陶瓷，而底部厚度大約留 0.5mm，形成很多根長方陶瓷柱，如圖 3.4，其中灰色為填入的樹脂，而綠色為留下的陶瓷柱。其加入電場的方向以及震動方向皆在 Y 方向。

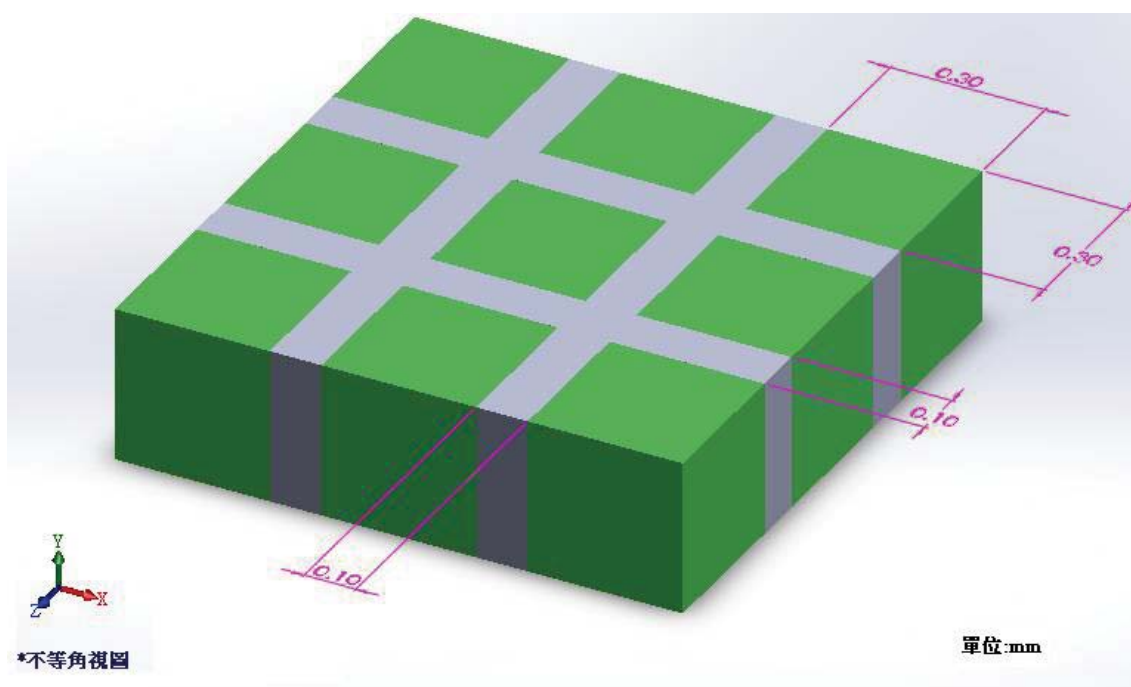


圖 3.4 填入樹脂後的複合壓電陶瓷片尺寸示意圖

### 3.3.3 工作頻率之選擇

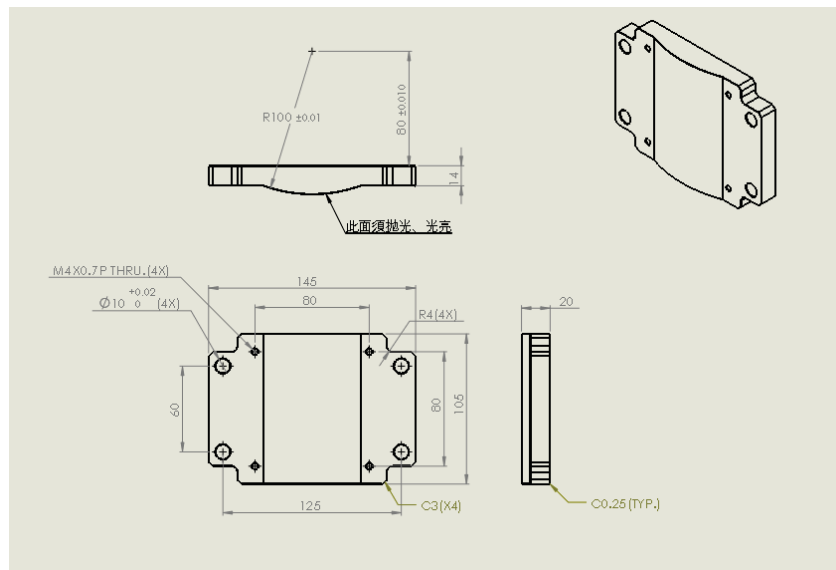
本研究的超音波換能器其工作頻率為 2.5MHz，由文獻[18]得知壓電陶瓷的最大共振頻率如下

$$\text{共振頻率} = \frac{\text{聲速}}{\text{二倍的壓電陶瓷厚度}} \quad (7)$$

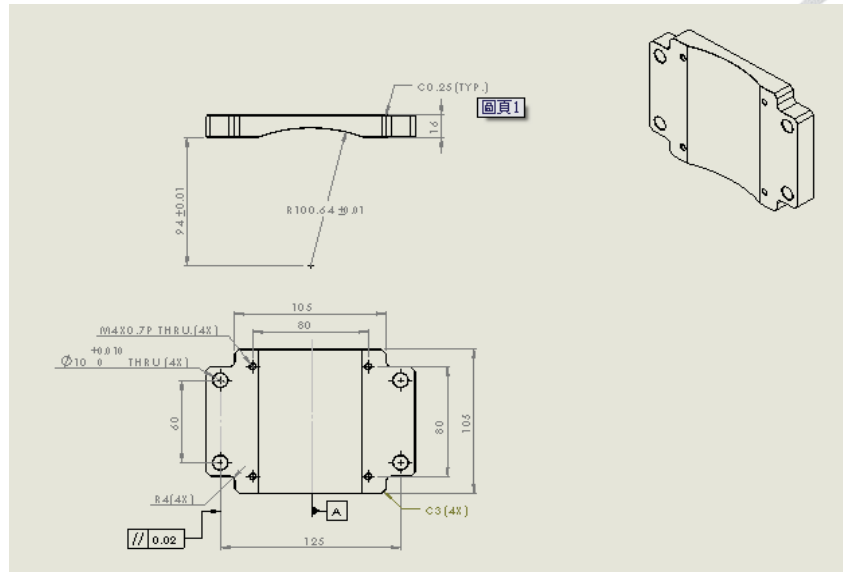
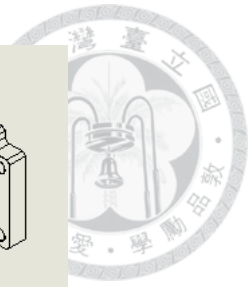
由此關係式，透過決定壓電陶瓷的厚度，即能得到設計的頻率。若材料為純 PZT-4，由此理論公式可得到共振頻率為 2.5MHz 時的厚度為 0.936mm。但在本實驗中用的材料並非純陶瓷類壓電材料，因此透過此公式先做個粗略的估計，在加上做實驗，即能得到實際的厚度。

### 3.3.4 熱壓成型

本研究中的複合壓電陶瓷，在決定好其對應的共振頻率厚度後，要把各個壓電片熱壓成曲型。其步驟為先將模具加熱至 70°C，再將複合壓電陶瓷放入模具中半小時，使其軟化。再把模具加熱至 80°C，並將模具壓緊，持續一小時，使複合壓電陶瓷定型成曲率 10cm 的型狀。最後置於室內約四小時。模具規格為圖 3.5 所示。加熱程序如圖 3.6。



(a)



(b)

圖 3.5(a)(b) 模具機械製圖規格

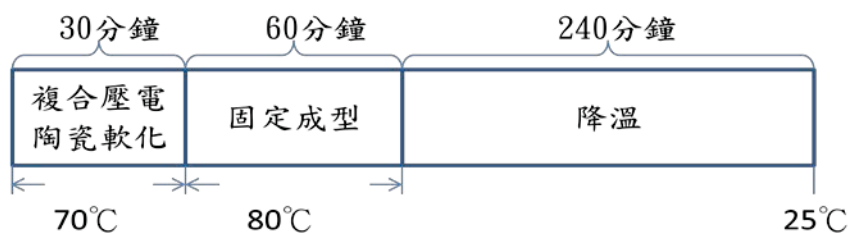


圖 3.6 熱壓成型程序圖

### 3.3.5 沉積導電層

為了使得複合壓電陶瓷上的各陶瓷柱能同時工作，加上導電層是必須的，而導電層金屬的選擇，通常是期望金屬的電導率(Electric Conductivity)越高越好，如表 3.2 所示。而本實驗的導電層使用的金屬是金和銅，且為了讓接觸複合壓電陶瓷的金層能有更好的附著力，會在複合壓電陶瓷和金層兩介面中加入一層鉻當作非金屬介面以及金屬介面的附著層(Adhesive layer)，如圖 3.7 所示。實驗用的沉積金屬方式分別用物理氣相沉積(Physical Vapor Deposition, PVD)中的濺鍍沉積(Sputtering Deposition)來沉積鉻和金和電鍍沉積(Electroplating Deposition, EPD)來沉積銅，圖 3.8 為濺鍍系統示意圖。



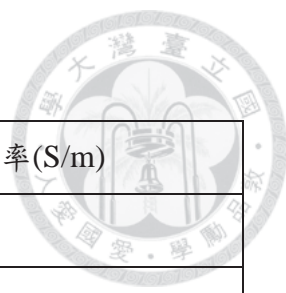


表 3.2 電導率最好的前五名金屬

	20°C 時的電導率(S/m)
銀(Ag)	$6.30 \times 10^7$
銅(Cu)	$5.98 \times 10^7$
金(Au)	$4.52 \times 10^7$
鋁(Al)	$3.50 \times 10^7$
鈣(Ca)	$2.82 \times 10^7$

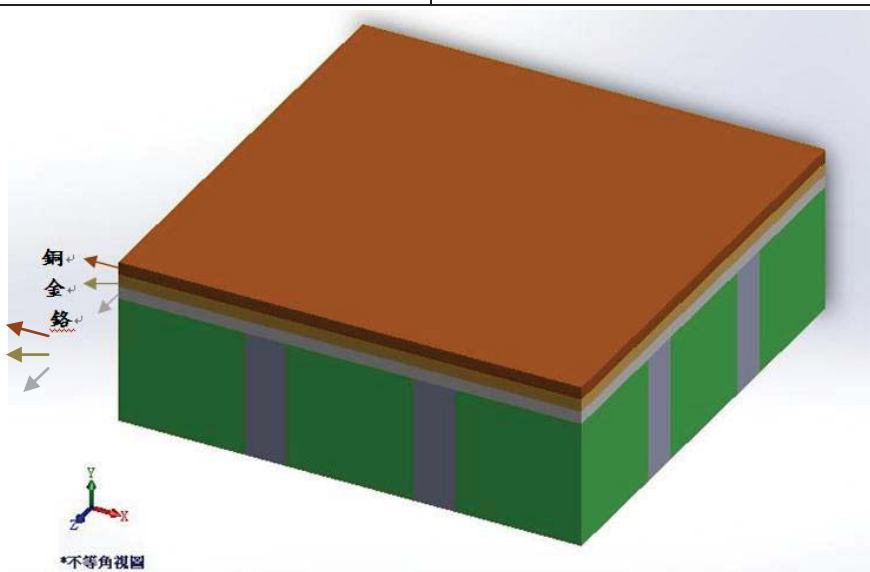


圖 3.7 加上導電層之複合壓電陶瓷片

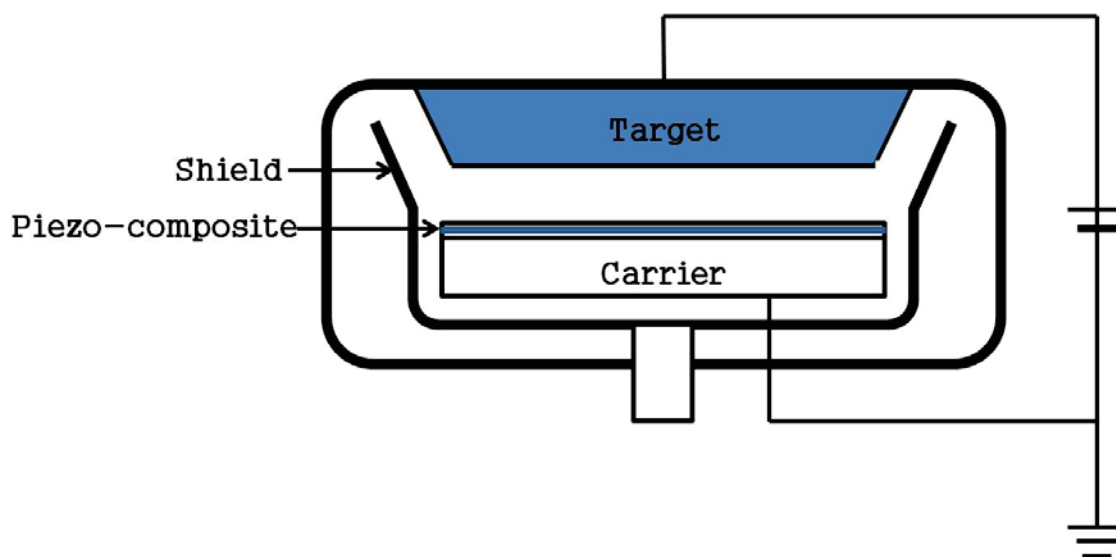


圖 3.8 濺鍍系統示意圖



### 3.3.6 封裝成換能器

最後此一步驟是要將複合壓電陶瓷和防磁機構組合，完成一個超音波換能器 [16]。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，而實驗的換能器機構材料用的是壓克力。如圖 3.9 為四分之一的環形超音波換能器機構，由左上圖能發現其是由 8 片壓克力組成，壓克力和壓克力之間以氣仿當作黏著劑，為的是能改善機構的防水性。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，而近一步造成結構上的不穩定以及降低輸出功率，圖 3.10 為整個環形超音波換能器機構。

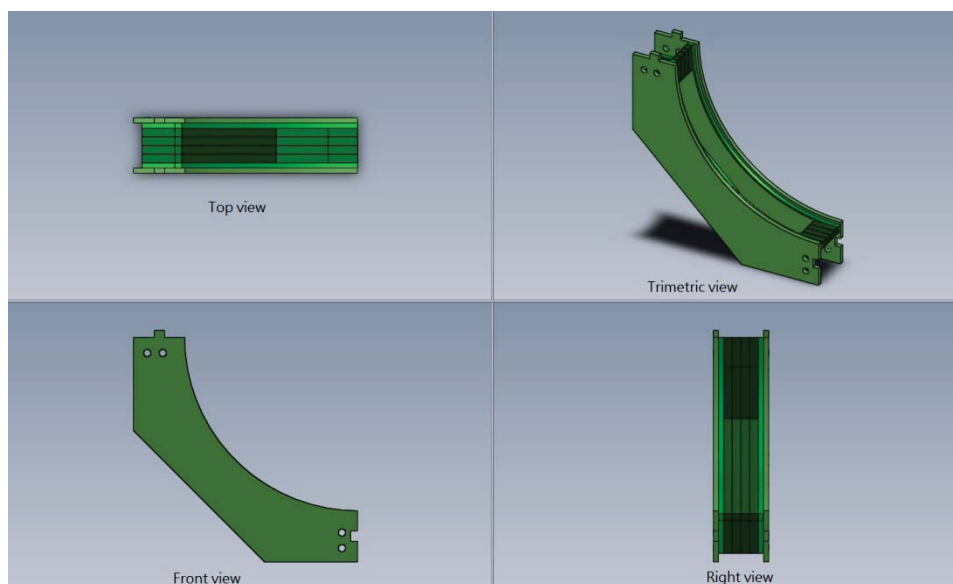


圖 3.9 四分之一環形超音波換能器機構立體圖



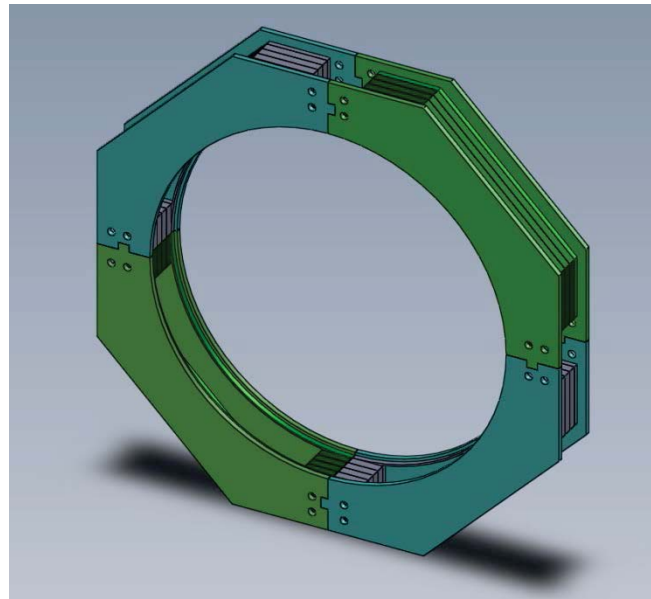


圖 3.10 環形超音波換能器機構示意圖

### 3.4 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圖，如圖 3.11 所示。

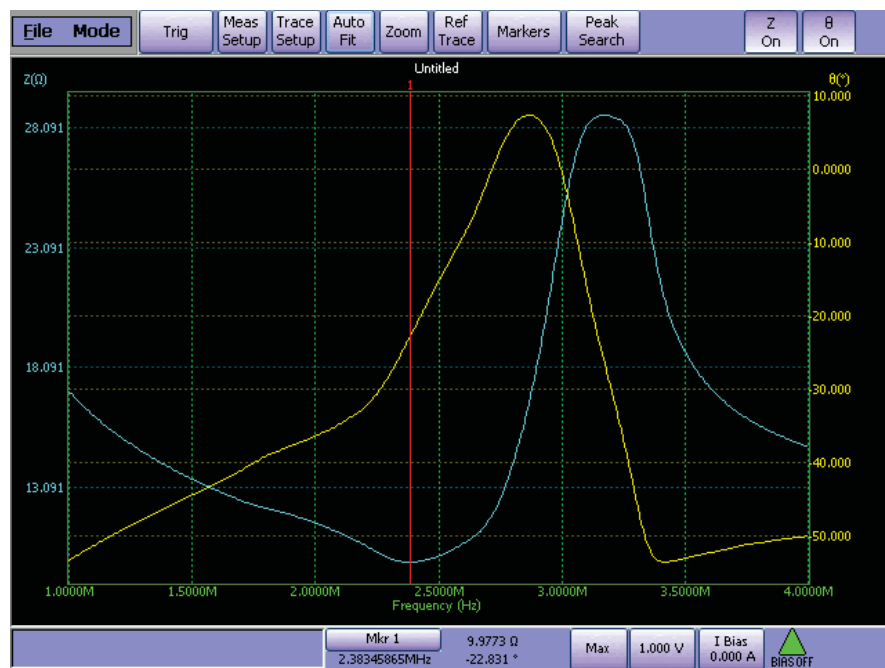


圖 3.11 阻抗分析儀量(國衛院醫工組提供)測之複合壓電陶瓷阻抗與相角圖

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。壓電陶瓷的等效電路模型為圖 3.12[16]，而根據最大功率轉換原理得知，平均輸出功率為

$$P = \frac{R_S V_S^2}{(R_S + R_L)^2 + (X_S + X_L)^2} \quad (8)$$

$R_S$  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；再由算幾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

$$\begin{cases} R_S = R_L \\ X_S = -X_L \end{cases} \quad (9)$$

此時得到的最大功率為

$$P = \frac{V_S^2}{4R_S} \quad (10)$$

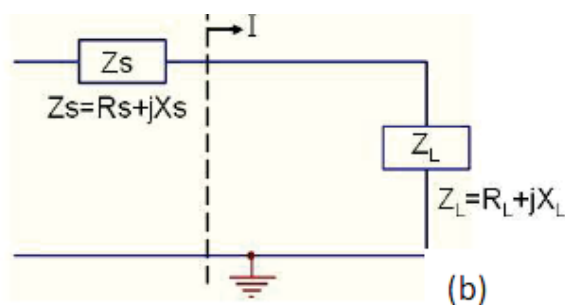


圖 3.12 壓電陶瓷的等效電路模型



### 3.4.1 LC 電路阻抗匹配

在達成阻抗匹配的實作上，採用的是 LC 電路阻抗匹配，其先得到複合壓電陶瓷的阻抗值  $Z_L$ ，再透過電感  $L$  及電容  $C$  來調整其阻抗值，如圖 3.13。由於本研究所使用的功率放大器之特性阻抗實部為 50 歐姆、虛部為 0 歐姆，故以此作為阻抗匹配的目標。

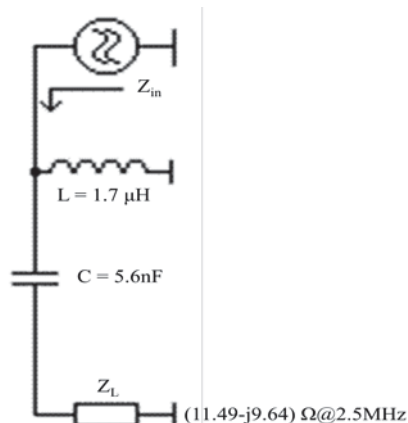


圖 3.13 阻抗匹配示意圖

## 3.5 換能器特性化量測

在使用超音波換能器做任何實驗時，都必須標注其規格以及工作頻率等，因此本實驗對其做一系列的特性化量測。針對壓電應變常數、聲阻抗以及電聲轉換效率做量測，驗證對此換能器在 HIFU 時的使用效果。

### 3.5.1 壓電應變常數 $d_{33}$ 量測

此值的大小直接關係著材料本身是否能有效將外加電場所產生的逆壓電效應轉換成相同電場方向的應力，由於本研究使用的是複合材料，因此更需要透過量測此值來檢驗其能力。由  $d_{33}$  Meter (PM3500, KCF Technologies, USA) 可測得壓電應變常數，如圖 3.14，其原理是透過圖中左邊的探針產生交流應力使得壓電材料產生一電場而測得其值。



圖 3.14  $d_{33}$  Meter(國衛院醫工組提供)用於量測壓電材料之壓電應變常數

### 3.5.2 複合壓電陶瓷之聲阻抗

由前面章節提到的公式(5)得知欲求得聲阻抗必須先得到超音波在材料中的聲速以及材料的密度。測聲速的方法如圖 3.15，首先使用脈衝產生器使得換能器產生超音波，並將脈衝產生器的輸出訊號同時傳給示波器，在超音波經過距離  $L$  傳遞至水聽器(Hydrophone)接收後，在示波器上顯示出接收到的訊號，兩個波型比較即可以得知超音波在經過距離  $L$  的時間  $t_0$ ，進一步得到水中的聲速  $V_0$ ，再將複合壓電陶瓷放置於換能器和水聽器之間，同樣上述步驟，並加進材料的厚度  $d$  來考慮，可以在示波器上得到另一個時間  $t$ ，代入公式即可求出複合壓電陶瓷的聲速  $V$ ，推導如下：

$$t_1 + t_2 + t_d = t \quad (11)$$

$$\frac{L1}{V_0} + \frac{L2}{V_0} + \frac{d}{V} = t \quad (12)$$

$t_d$ ：超音波經過複合壓電陶瓷的時間； $t_1$ ：超音波經過  $L1$  的時間；

$t_2$ ：為超音波經過  $L2$  的時間； $t$ ：超音波經過  $L$  的時間；

$V_0$ ：超音波在水中的聲速； $d$ ：複合壓電陶瓷的厚度；

$L1$ ：雙向複合壓電陶瓷背面至換能器的距離；



L2：雙向複合壓電陶瓷正面至水聽器的距離；

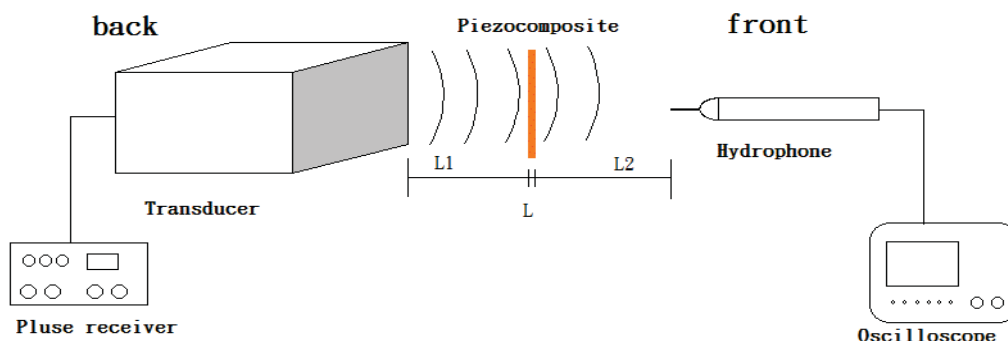


圖 3.15 聲速量測示意圖

而本實驗測量材料的密度方法是將複合壓電陶瓷放置於微量力天秤(radiation force balance, RFB)上，測得其重量，再去除以其體積

### 3.5.3 電聲轉換效率

電聲轉換效率是指輸入的電功率轉換成聲功率的能力，其先由訊號產生器(function generator)發出一弦波訊號，經由功率放大器(power amplifier)放大達到高功率的輸出，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)測得聲功率，如圖 3.16，代入電聲轉換效率公式，如下

$$\eta = \frac{M \times g \times C}{FWD - REL} \quad (13)$$

$\eta$ ：電聲轉換效率；M：微量力天平量測到的質量；g：重力加速度；

C：超音波在介質中的傳遞速度

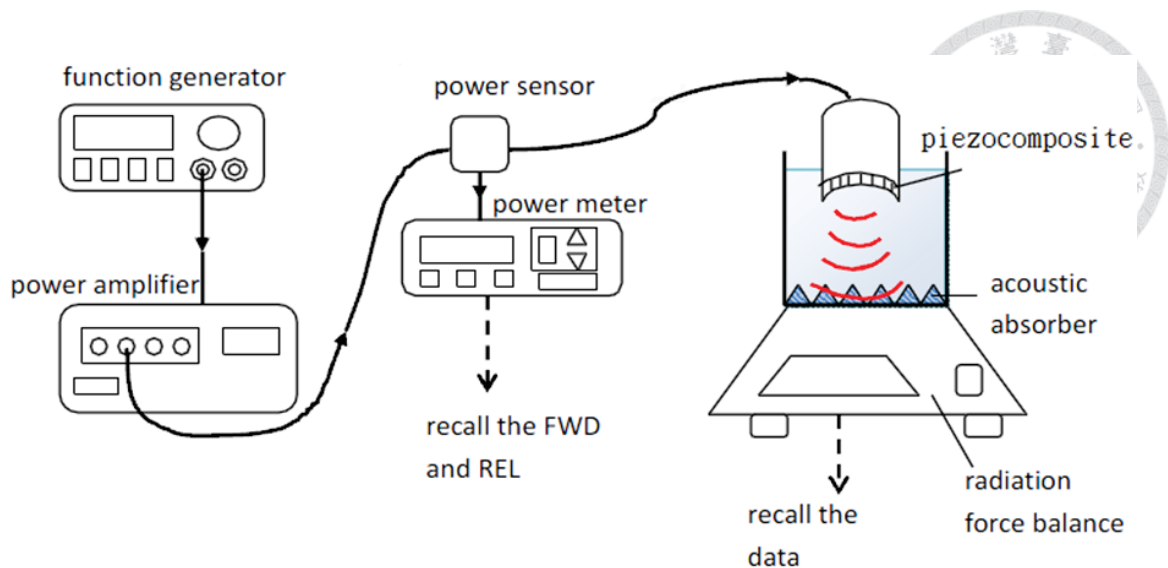


圖 3.16 電聲轉換效率量測示意圖

### 3.6 換能器加熱效果實驗

在高頻超音波環形換能器製作完成後，先透過不同尺寸的組織仿體來驗證其加熱的效果，並記錄其在仿體上不同位置的溫度與時間變化。接著進到離體動物實驗，經由此一系列的實驗，即能更了解此超音波換能器的實際表現情況。

#### 3.6.1 組織仿體實驗

本實驗所使用的組織仿體是溫度感應型水膠，其在溫度高於相轉移溫度(lower critical solution temperature, LCST)時，水膠的疏水性增加，會由原本的半透明變成白色混濁狀。本實驗用的溫度感應型水膠是參考文獻[19]的型號 PNAA3，其 LCST 為 41°C、衰減係數為 1.09Np/m，因此在溫度高於其 LCST 時，即能透過水膠的變色與否得知溫度是否超過 41°C。

為驗證此高頻超音波環形換能器對尺寸較小的組織擁有聚焦的功能，製作尺寸為直徑 1cm 的圓柱型水膠，如圖 3.17；而針對尺寸較大的組織，欲證實對其有加熱表面的效果，因此製作了直徑為 6cm 的圓柱型水膠，如圖 3.18。實驗架構圖為圖 3.19。其中水槽裡放的水一定要是去氣水，否則將可能導致空蝕化效應



(cavitation)的產生。而為了監測溫度變化，將熱電偶插入水膠中心，以即時反應溫度變化。

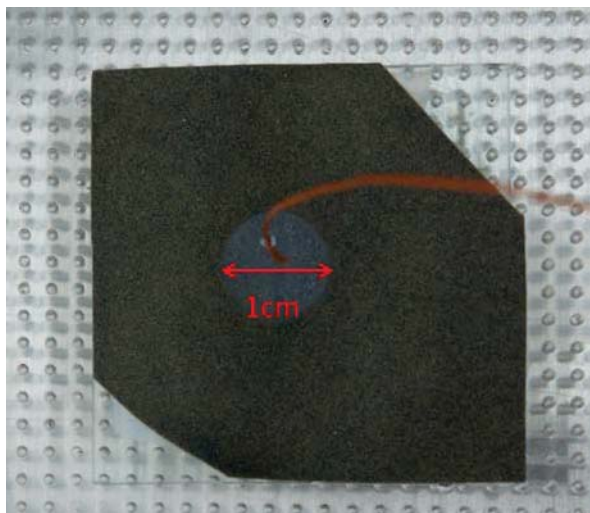
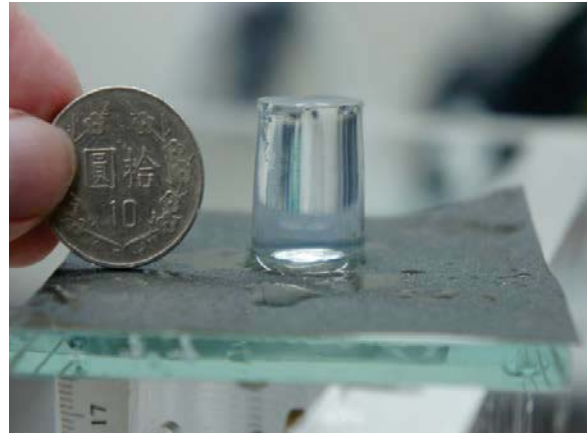


圖 3.17 (a)(b) 直徑 1cm 的圓柱型水膠

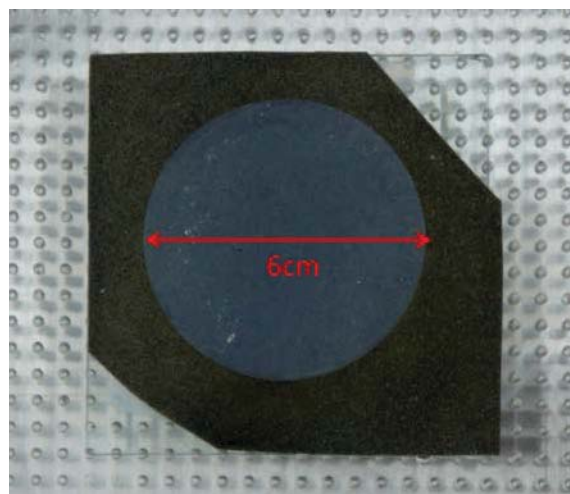


圖 3.18 直徑 6cm 的圓柱型水膠

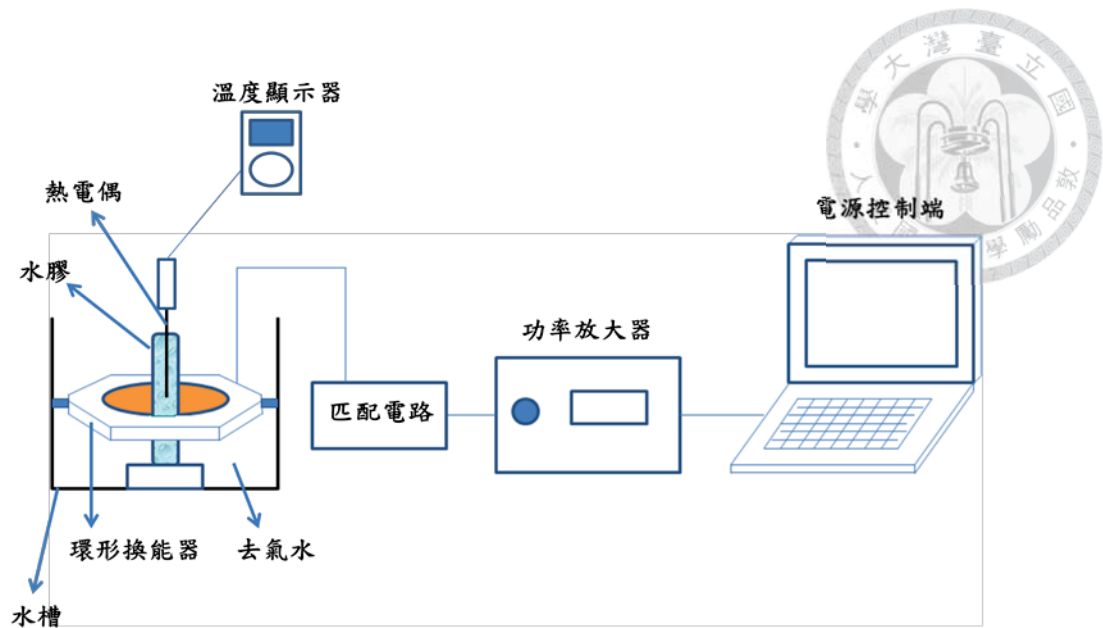


圖 3.19 組織仿體加熱實驗架構圖

### 3.6.2 離體動物實驗

超音波傳經生物組織，因其快速往復的震動，造成組織間的摩擦而產生熱能，並使得超音波能量衰減，且使得局部的組織產生溫升，當局部溫度超過蛋白質變性溫度  $43^{\circ}\text{C}$  時，組織將會產生壞死的現象。然而不同組織對超音波的衰減係數也不同，通常吸收係數會約等於衰減係數，如表 3.3。仿照組織仿體加熱實驗，將長和寬為 1.3cm，高 1cm 的長方柱型里肌肉取代水膠來做換能器加熱實驗，圖 3.21 為離體動物加熱實驗架構。

表 3.3 生物組織和其他介質的超音波參數

	聲速(m/s)	聲阻抗(MRayl)	衰減係數(dB/cm/MHz)
空氣	331	0.004	12
水	1540	1.54	0.0022
脂肪	1450	1.38	0.63
肌肉	1585	1.7	3.3
骨骼	4080	7.8	20



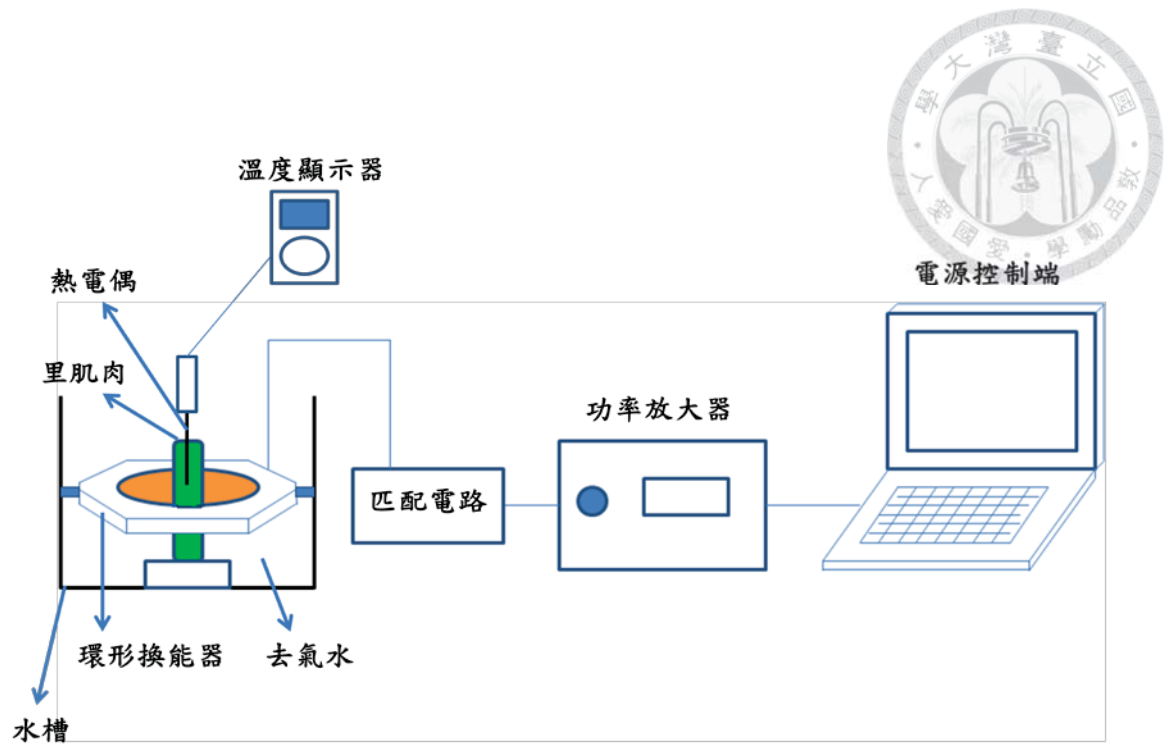


圖 3.20 離體豬肉加熱實驗架構圖



## 第4章 結果與討論

本章將介紹換能器製作、特性化量測、加熱效果實驗的結果以及討論。

### 4.1 換能器製作

圖 4.1 為整套環形換能器，在其製作過程中還需考慮導線的耐電流[16]、導線的長度、受到拉扯時導線的應力分佈等。

本節將會針對環形超音波換能器的製作過程中的較重要的部分作探討。

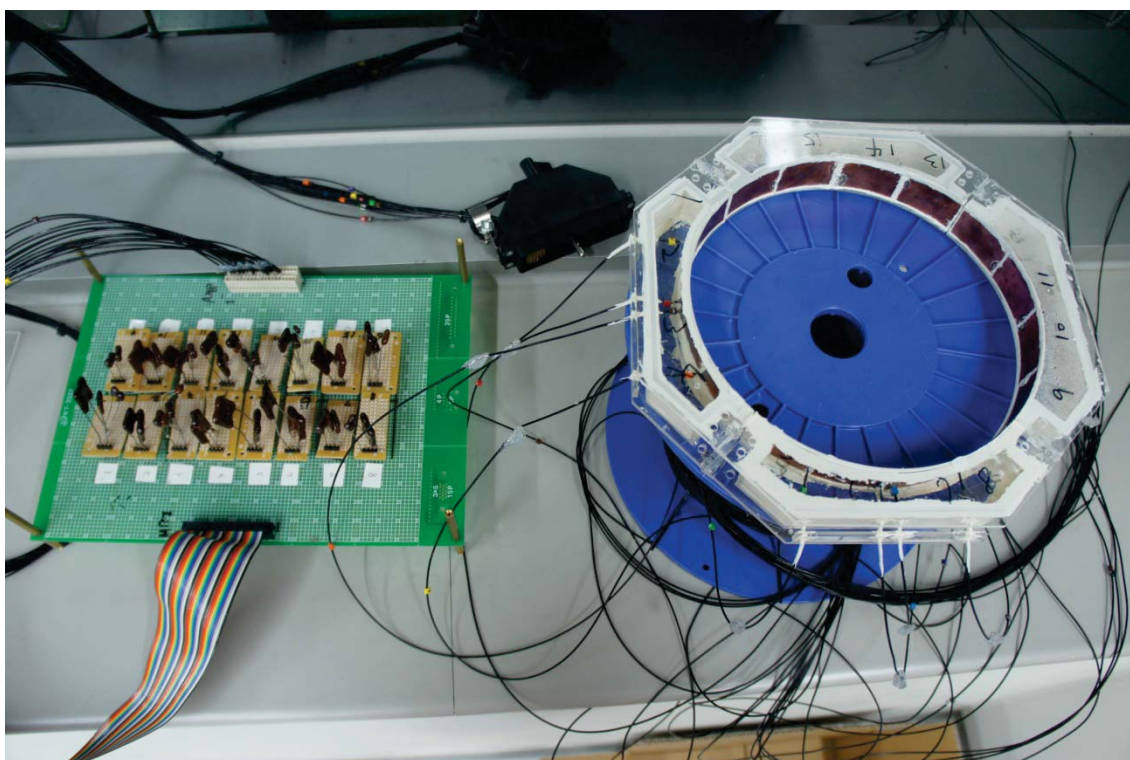


圖 4.1 環形超音波換能器及其匹配電路

#### 4.1.1 磁振造影相容之超音波換能器

圖 4.2 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磁振造影相容性的。

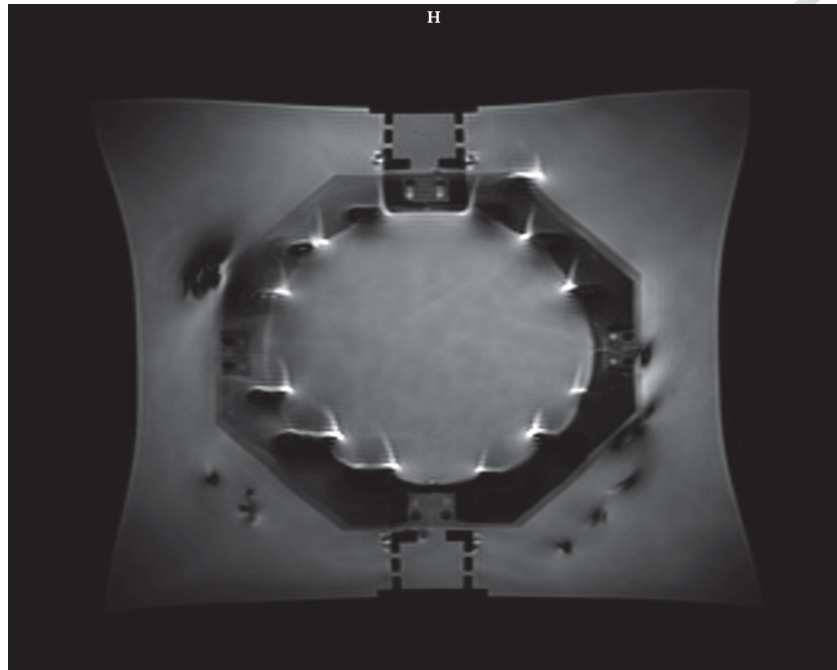


圖 4.2 放置於磁振造影系統之超音波換能器

#### 4.1.2 壓電陶瓷挑選

將訂製的壓電陶瓷針對壓電係數  $d_{33}$  作挑選，在 50 片 PZT-4 中挑出值最高且最接近的 16 片。

表 4.1 16 片壓電陶瓷 PZT-4 的壓電係數  $d_{33}$  值

編號	$d_{33}(10^{-12}\text{C/N})$	編號	$d_{33}(10^{-12}\text{C/N})$		
1	346	9	349		
2	347	10	349		
3	347	11	349		
4	348	12	349		
5	348	13	349		
6	348	14	351		
7	348	15	351		
8	349	16	351		
平均值	348.7	標準差	1.4	變異係數	0.4%



由表 4.1 可以確定實驗材料挑選的 16 個壓電陶瓷單元特性是非常相近的，在整個換能器的製作上擁有更好的均一性。

### 4.1.3 複合材料晶相圖

此一結果是為了確認委託廠商加工的品質，實驗方式是將填完樹脂的複合壓電陶瓷放在晶相儀拍攝，如圖 4.3。

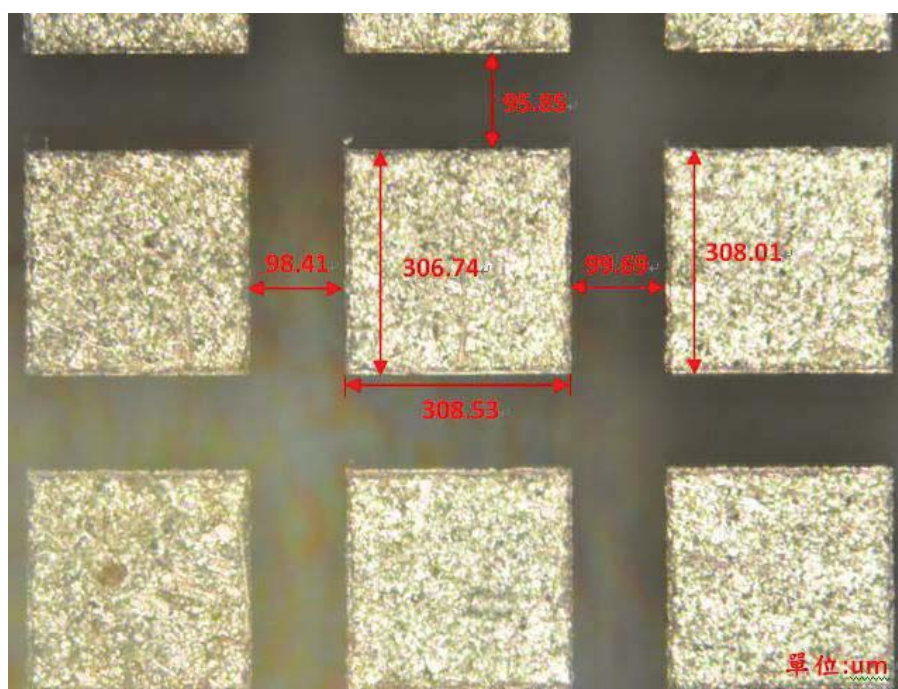


圖 4.3 填入樹脂後的複合壓電陶瓷晶相圖

W 的設定值為 300 $\mu\text{m}$ ，而 K 的設定值為 100 $\mu\text{m}$ 。實際量測到 W 的平均值為 307.76 $\mu\text{m}$ 、標準差為 0.92 $\mu\text{m}$ ，而 K 的平均值為 97.98 $\mu\text{m}$ 、標準差為 1.96 $\mu\text{m}$ ，因此可以得知，加工品質雖然精確度(Accuracy)和精密度(Precision)都是非常高的。

### 4.1.4 複合壓電陶瓷厚度

透過公式(7)得到 2.5MHz 壓電陶瓷的理論厚度，然而為求準確，求得厚度的方式，最後是以實際加工並量測多點求得，如圖 4.4

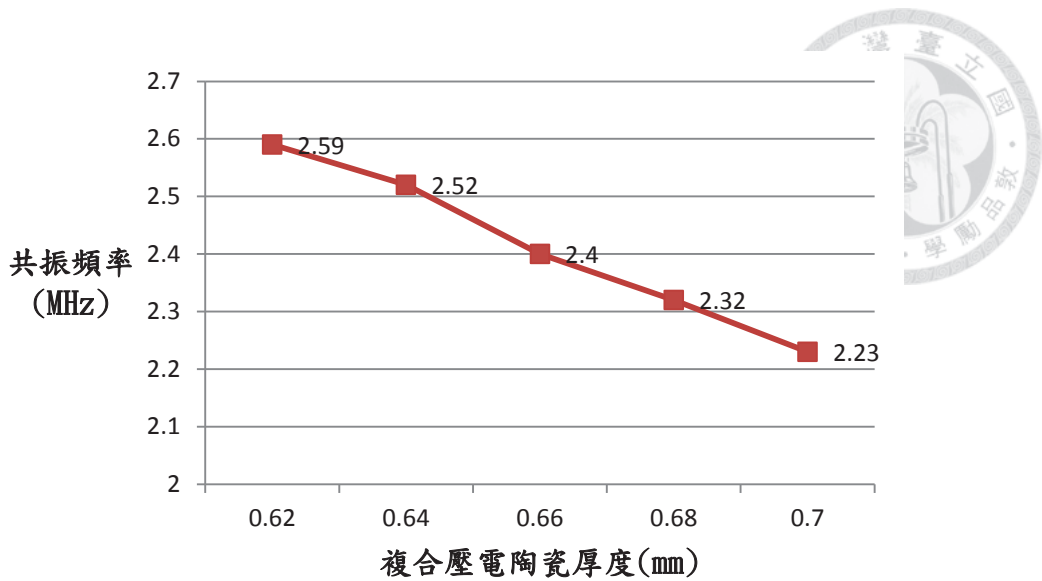


圖 4.4 不同複合壓電陶瓷厚度時對應的共振頻率

由圖 4.4 可知道複合壓電陶瓷的共振頻率是與其厚度成反比，再者欲得到共振頻率在 2.5MHz 的複合壓電陶瓷，其厚度應為 0.64mm。由於本實驗在處理 16 片複合壓電陶瓷時是以人工方式加工，因此各片的厚度會有些許誤差。對此誤差大小的判斷，是採取每片複合壓電陶瓷各取九點去作統計分析，如圖 4.5 所示，而得到的各片厚度的統計數據以及對應的共振頻率如表 4.2。

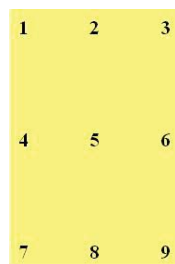


圖 4.5 複合壓電陶瓷厚度量測方法

表 4.2 16 片複合壓電陶瓷的平均厚度及共振頻率

編號	平均值(um)	標準差(um)	變異係數	共振頻率(MHz)
1	641.9	9.1	1.4%	2.49
2	642.7	10.3	1.6%	2.46
3	646.3	9.4	1.5%	2.47
4	638.0	6.3	1.0%	2.50
5	628.8	9.4	1.5%	2.60
6	646.2	9.0	1.4%	2.53
7	652.8	9.5	1.4%	2.50
8	637.7	16.7	2.6%	2.58
9	648.7	10.7	1.6%	2.54
10	651.6	14.9	2.3%	2.56
11	641.6	10.4	1.6%	2.50
12	631.4	12.8	2.0%	2.52
13	637.7	17.2	2.7%	2.58
14	642.2	5.1	0.8%	2.53
15	651.6	6.3	1.0%	2.51
16	640.6	10.4	1.6%	2.58

比較編號 4 和 7 會發現雖然兩者的共振頻率皆為 2.5MHz，但編號 7 的平均厚度為 652.8um，理論上應該會低於 2.5MHz，之所以量測出來的共振頻率仍為 2.5MHz 是因為其厚度的標準差較大，表示其厚度較不平均，影響了其共振頻率。





#### 4.1.5 環形換能器機構

使用透明的壓克力是為了方便觀察機構的防水效果的好壞，若有水滲入機構內部將使得電聲轉換效率降低。而將環形換能器拆成四塊相同大小的四分之一換能器，是為了方便維修，如圖 4.6。

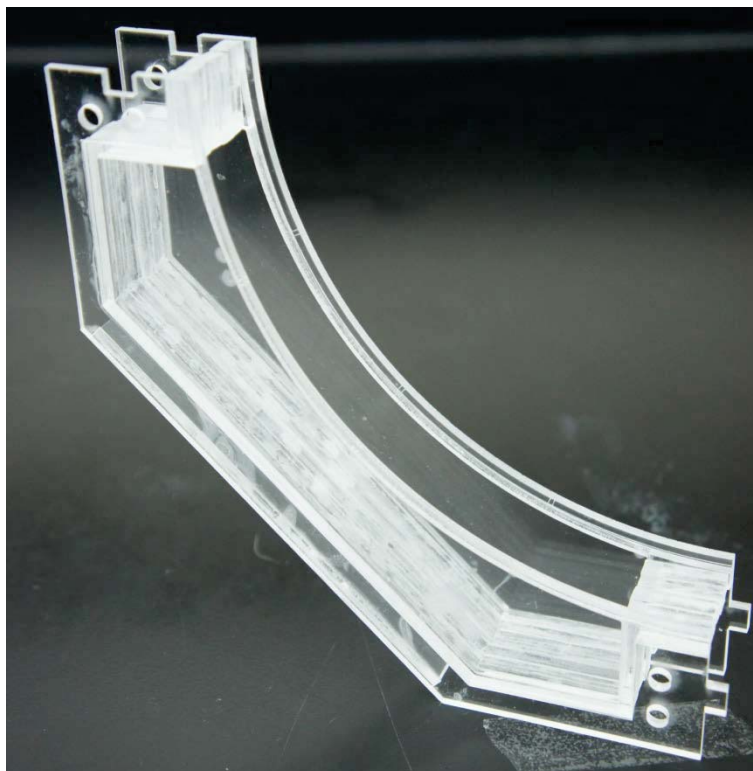


圖 4.6 四分之一的環形超音波換能器機構

由於壓克力之間的黏合方式是以氣仿，其在兩壓克力間的黏合上有相當好的附著力，改善了換能器頻頻進水的困擾，且對於複合壓電陶瓷的定位更加容易。



### 4.1.6 阻抗匹配電路

複合壓電陶瓷換能器封裝完成後，將其置於去氣水中，量測其阻抗值，如表 4.3。經由計算得到此 16 片複合壓電陶瓷之匹配電路皆只需先串聯一電容至負載端，再並聯另一電容於後端，如圖 4.7。圖 4.8 為 16 單元的超音波換能器之匹配電路實體圖。

表 4.3 未匹配前之 16 片複合壓電陶瓷的阻抗值

編號	阻抗實部( $\Omega$ )	阻抗虛部( $\Omega$ )	編號	阻抗實部( $\Omega$ )	阻抗虛部( $\Omega$ )
1	15.74	50.36	9	14.43	49.53
2	14.96	50.28	10	14.54	48.94
3	14.90	51.13	11	14.18	49.42
4	14.80	50.16	12	13.57	49.40
5	17.27	49.84	13	16.24	52.30
6	21.32	47.26	14	13.37	48.98
7	14.17	50.12	15	13.51	49.85
8	17.08	52.05	16	14.82	51.17

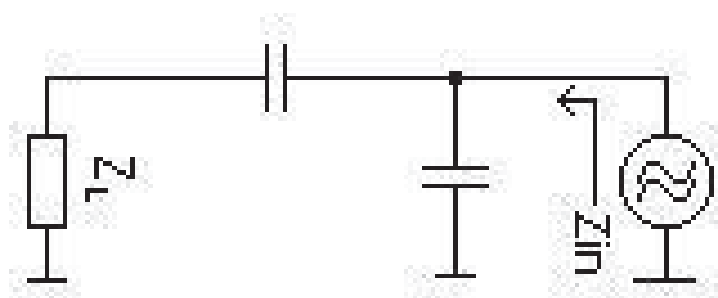


圖 4.7 匹配電路之電路示意圖



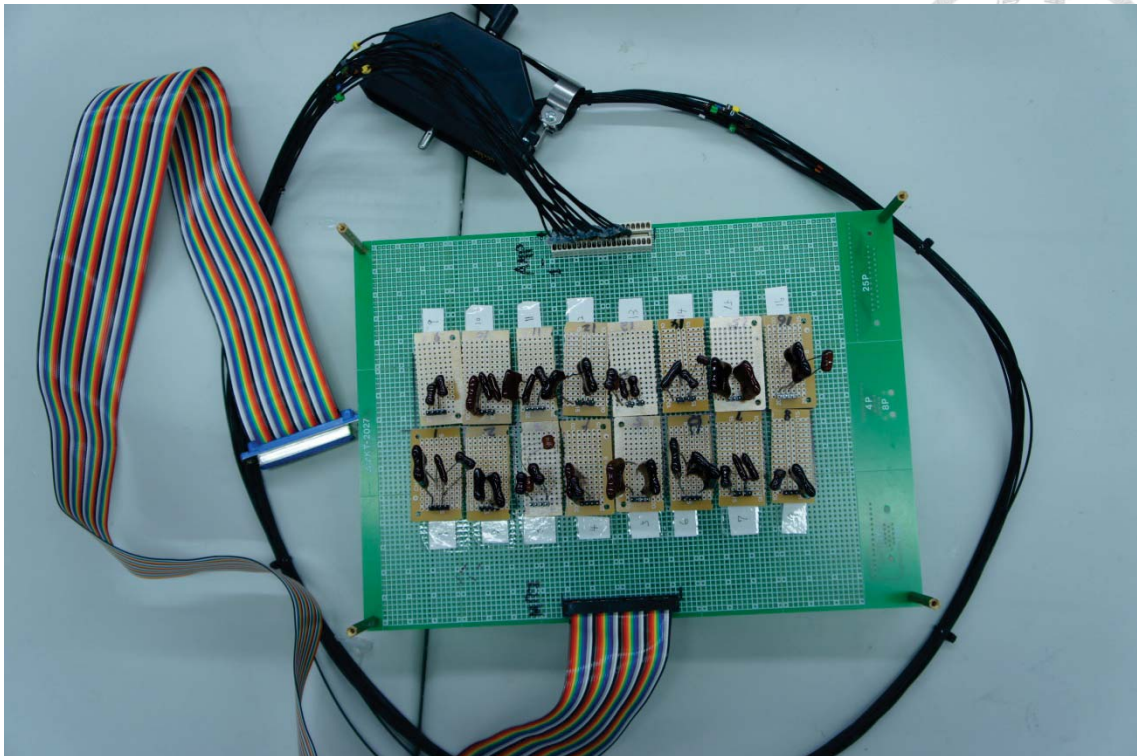


圖 4.8 16 單元的超音波換能器的匹配電路實體

表 4.4 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	35	30	85.7	9	37	30	81.1
2	40	33	82.5	10	39	33	84.6
3	37	32	86.5	11	39	32	82.1
4	38	33	86.8	12	43	33	76.7
5	40	33	82.5	13	35	30	85.7
6	37	31	83.8	14	37	31	83.8
7	40	33	82.5	15	39	31	79.5
8	39	30	76.9	16	35	30	85.7

由表 4.4 得知，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)之比率皆高於 75%，其表示將會有約 25%的傳送功率反射回到電源端，這是因為在電容本身存在一誤差值，且複合壓電陶瓷的阻抗是會隨著極化特性的改變而有所變化，因而造成阻抗匹配不完美。

## 4.2 換能器特性量測

本節將量測常見的超音波換能器特性參數，以檢測其換能器表現的優劣。

### 4.2.1 複合壓電陶瓷的壓電應變係數 $d_{33}$ 量測

透過  $d_{33}$  meter 能快速量測到複合壓電陶瓷的壓電應變係數  $d_{33}$ ，讓設計者能快速知道此材料的壓電特性好與壞。

表 4.5 16 單元複合壓電陶瓷的  $d_{33}$

編號	$d_{33}(10^{-12}C/N)$	編號	$d_{33}(10^{-12}C/N)$		
1	308	9	301		
2	302	10	317		
3	303	11	307		
4	308	12	308		
5	301	13	313		
6	315	14	312		
7	311	15	309		
8	312	16	310		
平均值	309.2	標準差	4.5	變異係數	1.5%

由表 4.5 和表 4.1 比較可發現，填入樹脂後，其整體的壓電應變係數會降低 13% 左右，但其仍高於表 2.2 的值，顯示此複合壓電陶瓷仍有好的壓電特性。



## 4.2.2 聲阻抗量測

若聲阻抗越接近人體軟組織的平均聲阻抗(1.5MRayl)，則其能進入人體的聲能就越多。本實驗先對 16 片複合壓電陶瓷測聲速，再取之乘以複合壓電陶瓷的密度，求得聲阻抗。

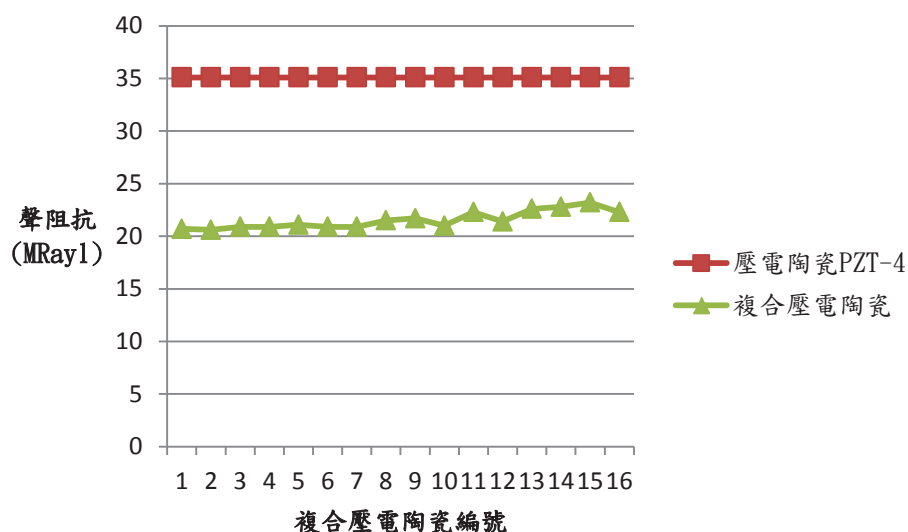


圖 4.9 複合壓電陶瓷各單元聲阻抗

由圖 4.9 可以得知，添加樹脂後的複合壓電陶瓷聲阻抗下降許多，PZT-4 的聲阻抗為 35.1MRayl，而 16 個複合壓電陶瓷單元的聲阻抗約在 20MRayl 至 23MRayl，因此能有更好的聲阻抗匹配效果，



### 4.2.3 電聲轉換效率量測

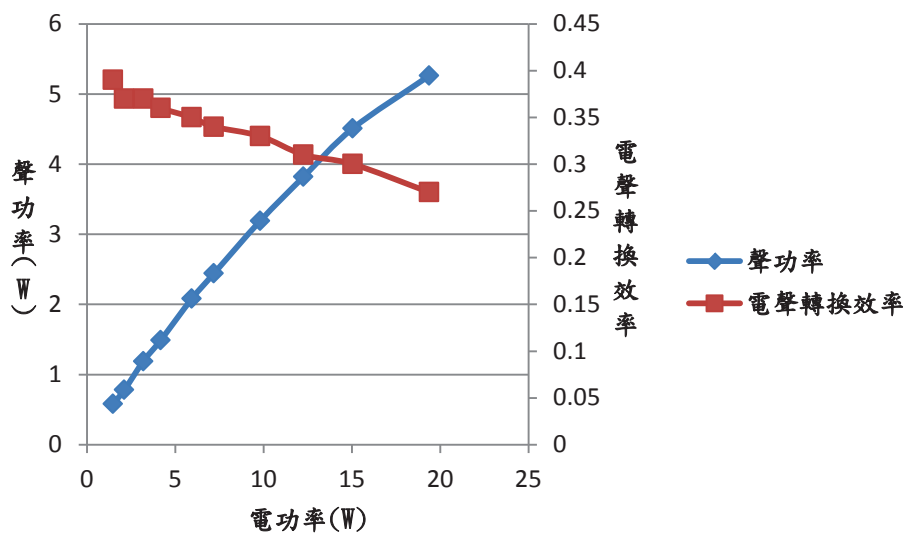


圖 4.10 單元一的電聲轉換效率

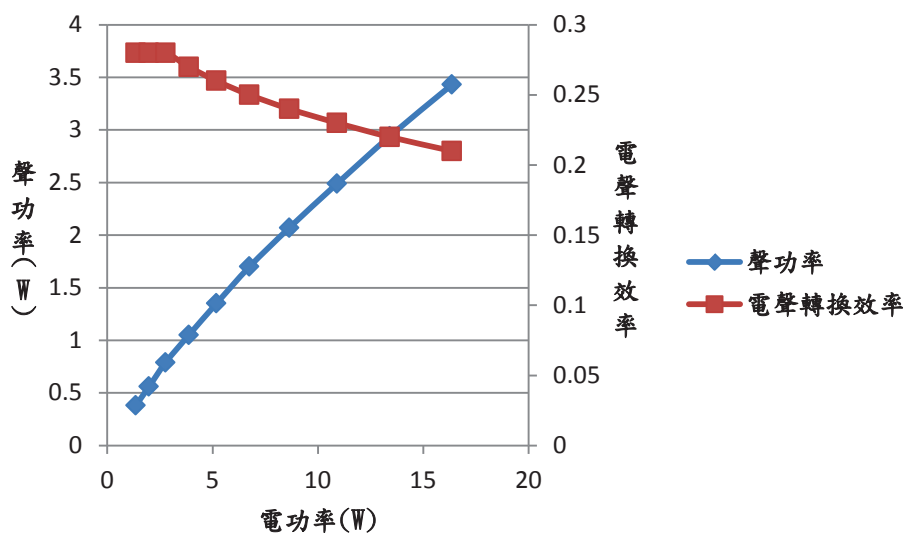


圖 4.11 單元二的電聲轉換效率

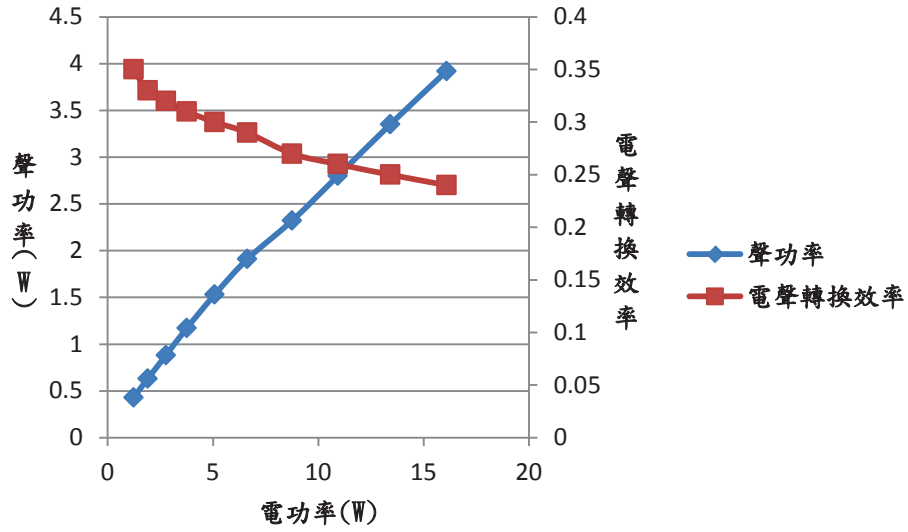


圖 4.12 單元三的電聲轉換效率

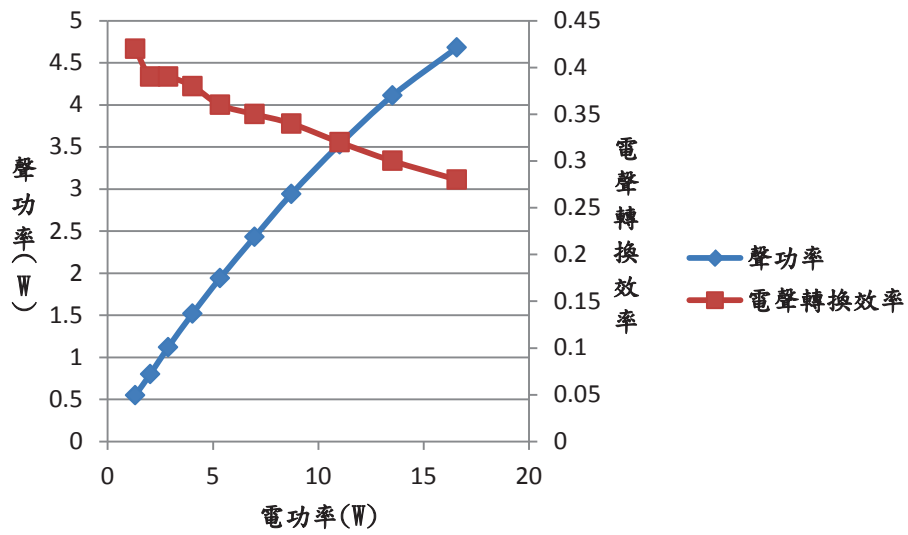


圖 4.13 單元四的電聲轉換效率

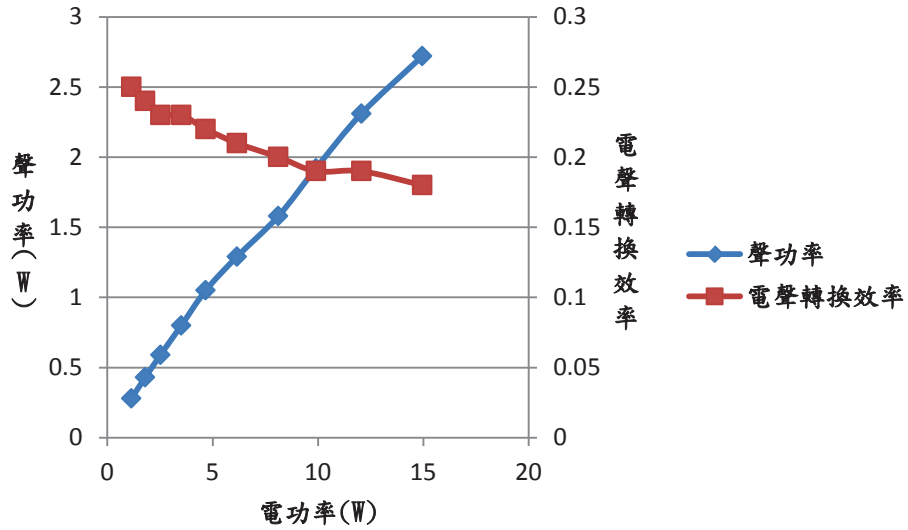


圖 4.14 單元五的電聲轉換效率

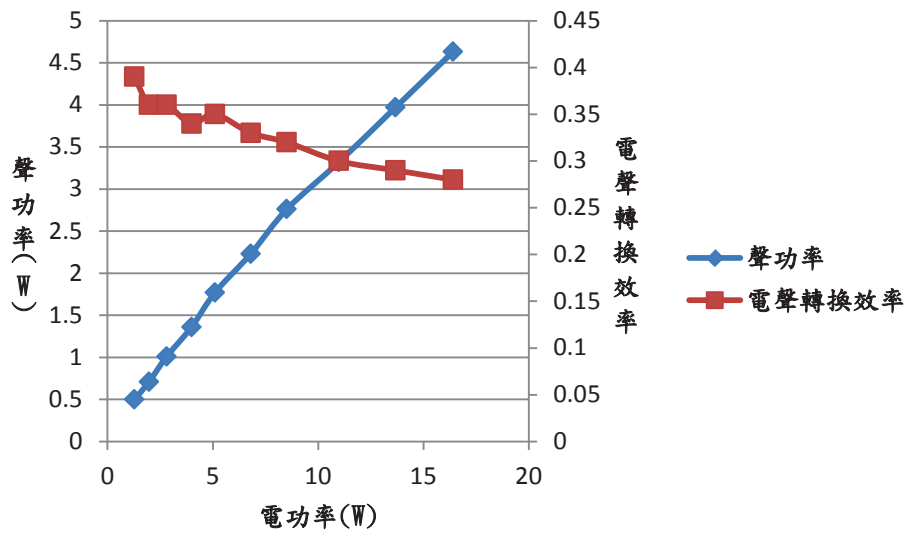


圖 4.15 單元六的電聲轉換效率

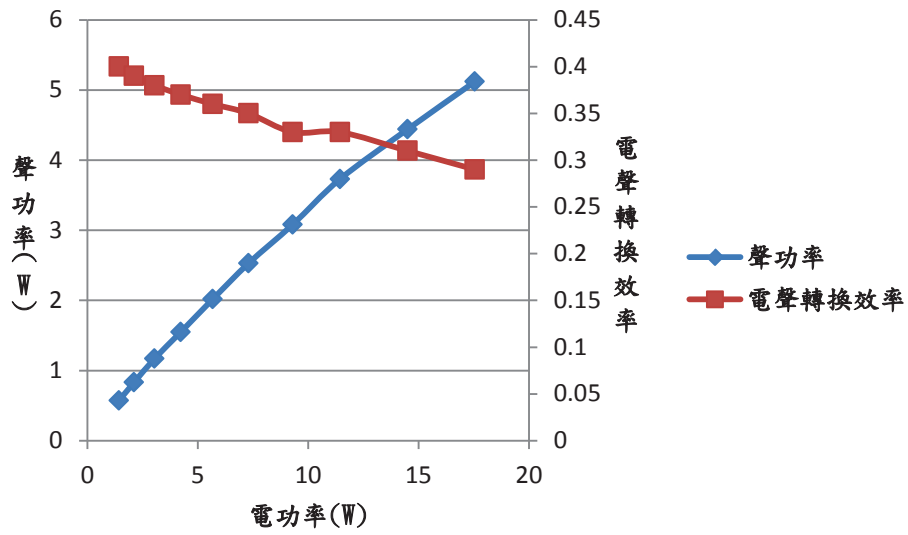


圖 4.16 單元七的電聲轉換效率

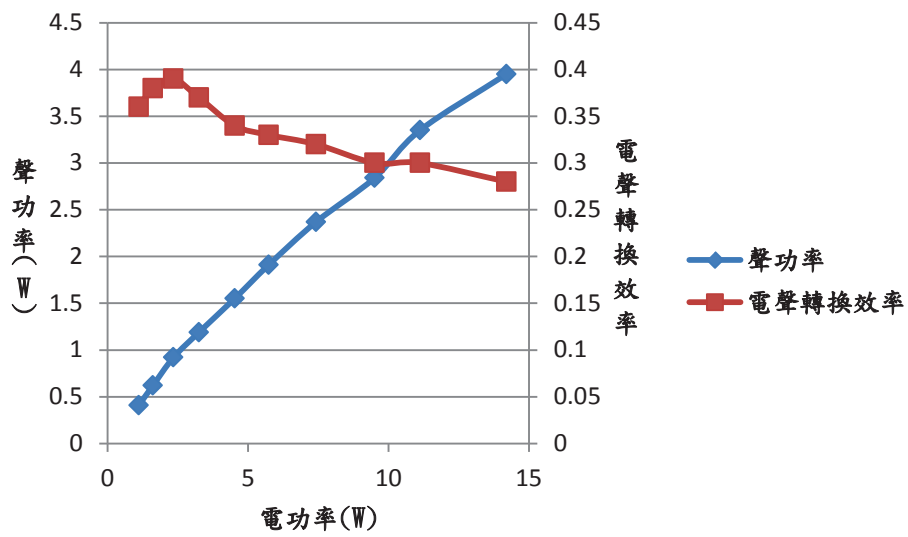


圖 4.17 單元八的電聲轉換效率

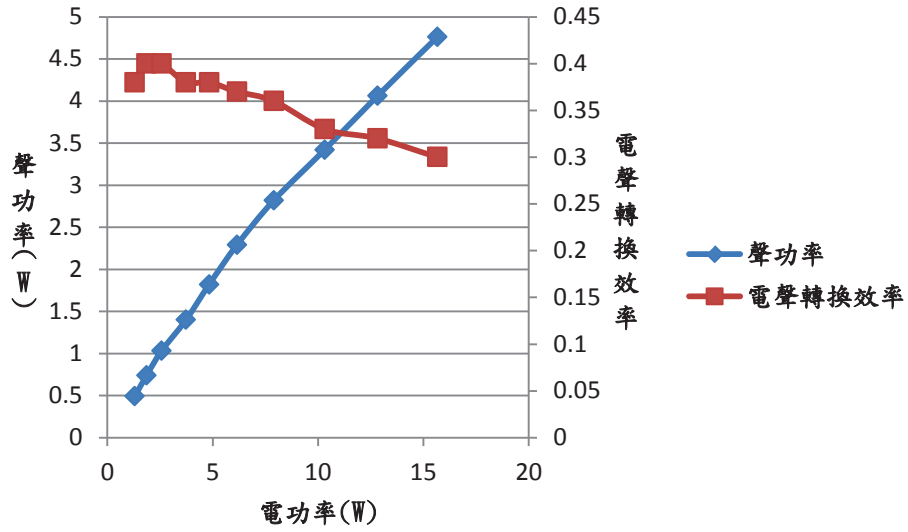


圖 4.18 單元九的電聲轉換效率

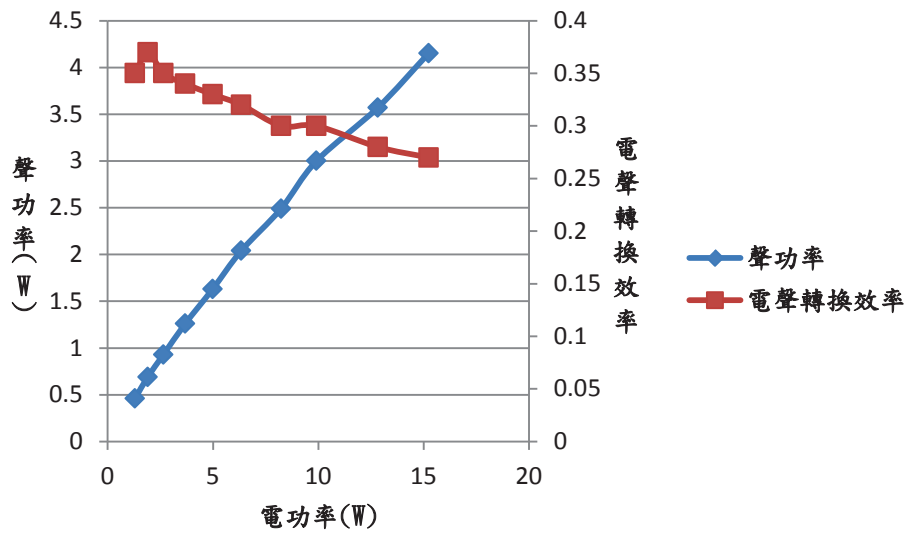


圖 4.19 單元十的電聲轉換效率



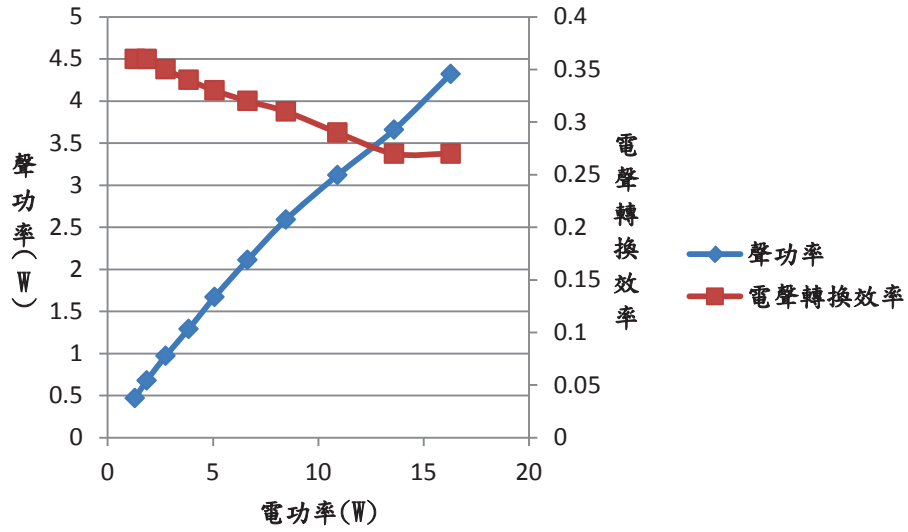


圖 4.20 單元十一的電聲轉換效率

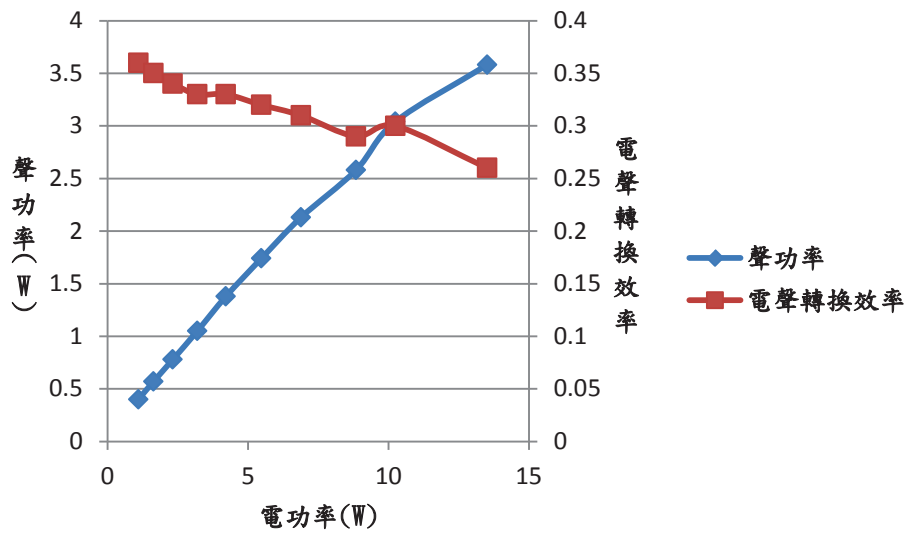


圖 4.21 單元十二的電聲轉換效率

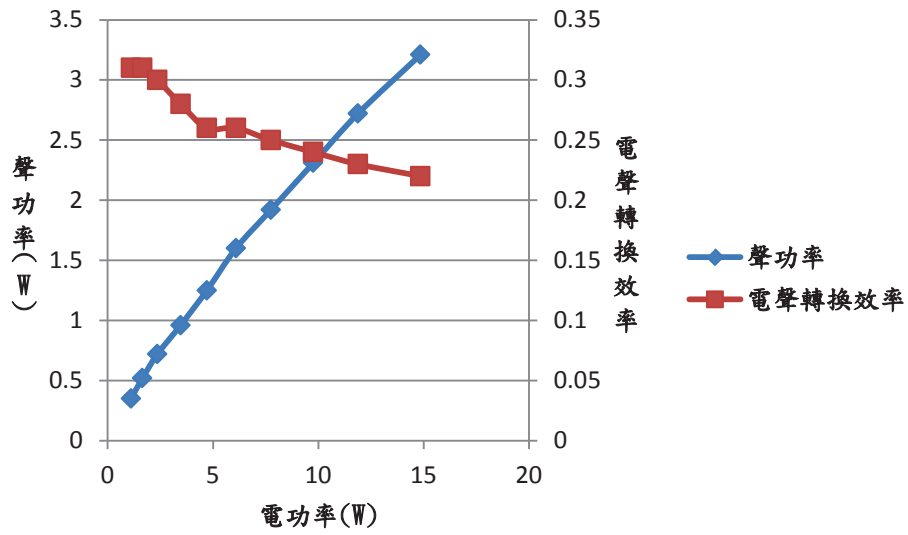


圖 4.22 單元十三的電聲轉換效率

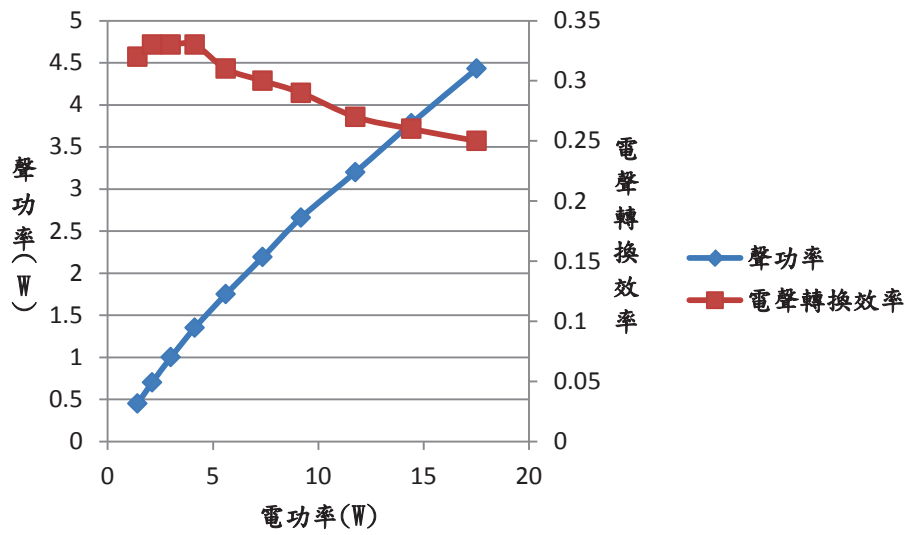


圖 4.23 單元十四的電聲轉換效率

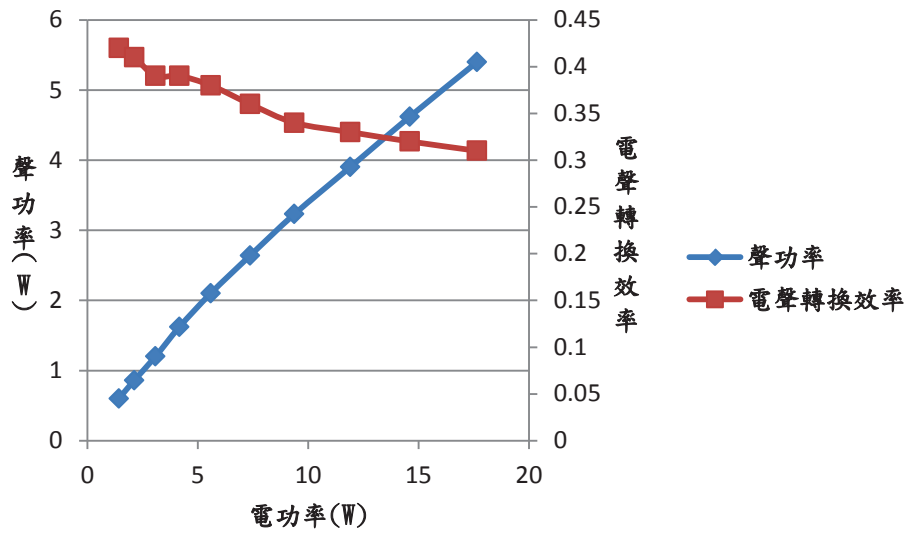


圖 4.24 單元十五的電聲轉換效率

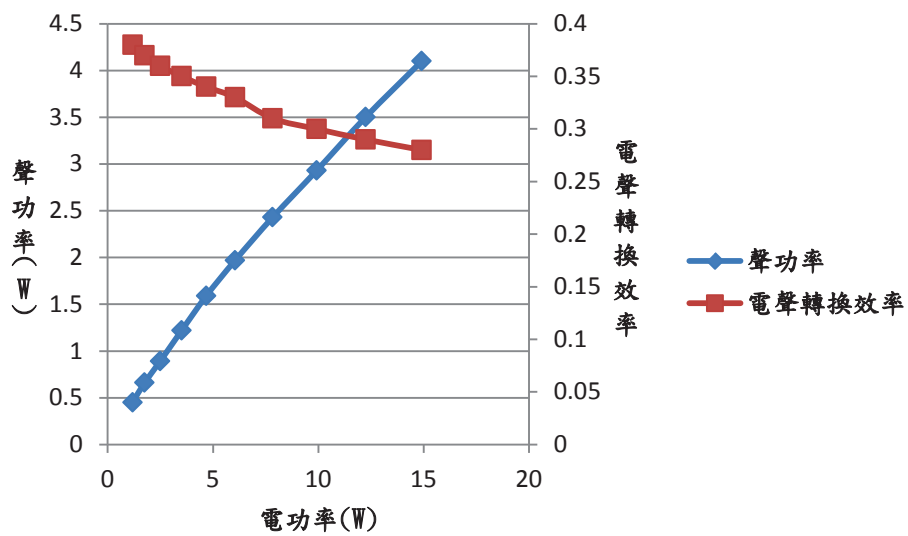


圖 4.25 單元十六的電聲轉換效率

觀察上面十六張圖，能發現隨著電功率的提高，其電聲轉換效率會逐漸變低，因為隨著輸入功率的提高，震動的幅度變大，進而造成越來越低的轉換效率。



### 4.3 換能器加熱實驗結果

藉由熱電偶當作溫度感應器，在不同輸入功率的條件下，觀察仿體以及里肌肉的中心點溫度變化。另外在仿體實驗中，對直徑 6cm 的仿體，將熱電偶埋在距離中心點 0cm、1cm、2cm 的位置，以觀察此三位置的溫度變化，如圖 4.26、4.27。

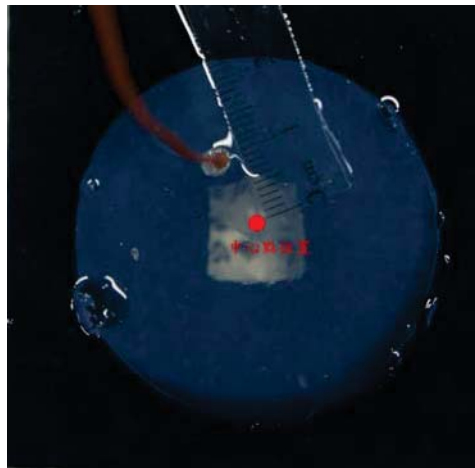


圖 4.26 熱電偶埋置於離中心點 1cm 處

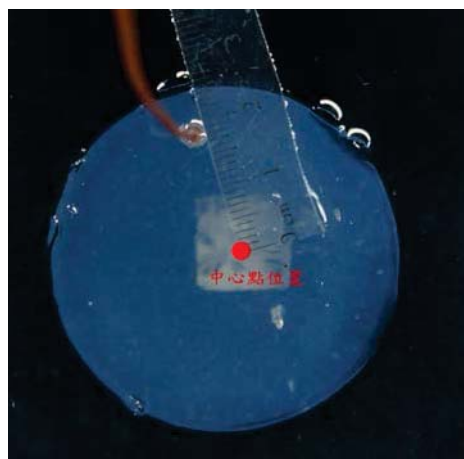


圖 4.27 熱電偶埋置於離中心點 2cm 處



### 4.3.1 組織仿體實驗

如圖 4.28，將直徑 1cm 的水膠放置於環形超音波換能器的中心，分別設定傳送功率為 240W、270W、300W、310W，每 5 秒紀錄一次溫度，觀察其 60 秒內的溫度變化，如圖 4.29。

接著將直徑 6cm 的水膠放置於環形超音波換能器的中心，分別以輸入功率為 200W 和 250W，熱電偶擺放位置距離中心 0cm、1cm、2cm 來做比較，其結果如圖 4.30、4.31。

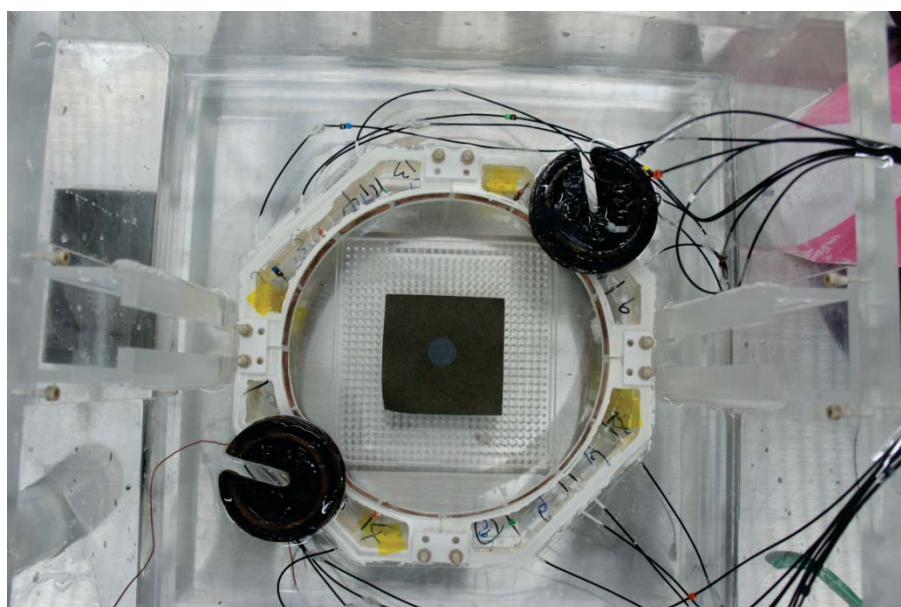


圖 4.28 將直徑 1cm 水膠置於換能器中心之實驗

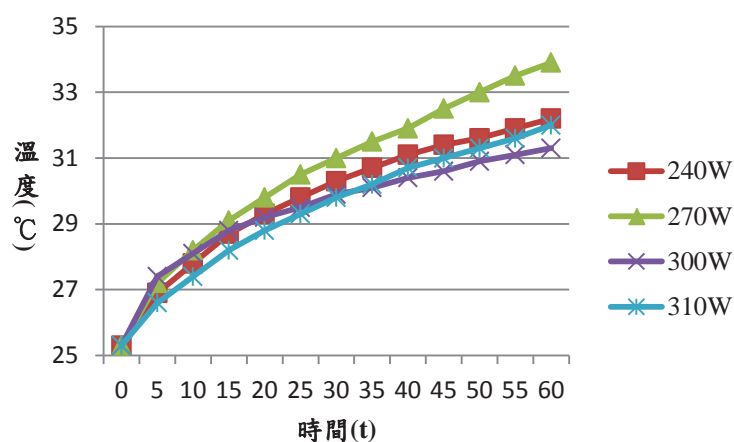


圖 4.29 不同傳送功率對水膠中心的溫度變化

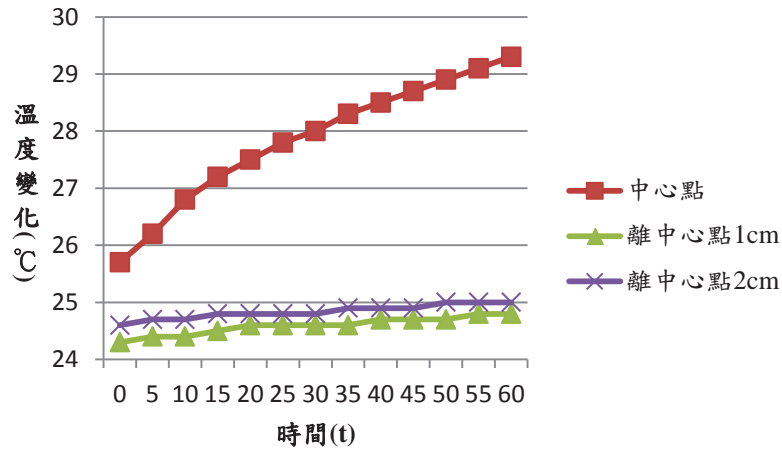


圖 4.30 輸入功率為 200W 之不同位置溫度變化圖

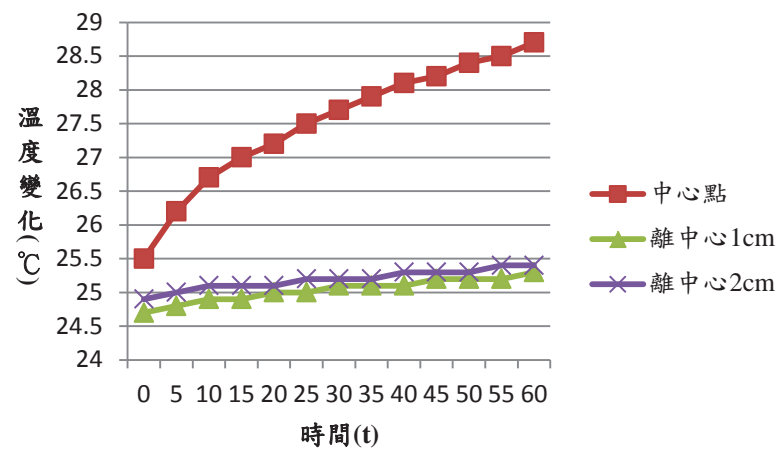


圖 4.31 輸入功率為 250W 之不同位置溫度變化圖

由圖 4.29 可以發現，將其傳送功率加高並未能造成更高的溫升，推斷是因為此高頻換能器所產生的聚焦點非常小，因此在埋置熱電偶時，必須要有更精準的三軸定位平台，否則無法偵測到聚焦點的溫度變化。

由圖 4.30 表示在 2.5MHz，針對直徑 6cm 的水膠仿體並無加熱表面的結果，因為圖中顯示將熱電偶埋在中心處的溫度變化比埋在離中心 1cm、2cm 都要大的多。



### 4.3.2 離體動物實驗

為了得到明顯的升溫效果，本實驗選擇以衰減係數較高的里肌肉當作離體動物實驗的材料，來驗證超音波換能器對離體的加熱效果。

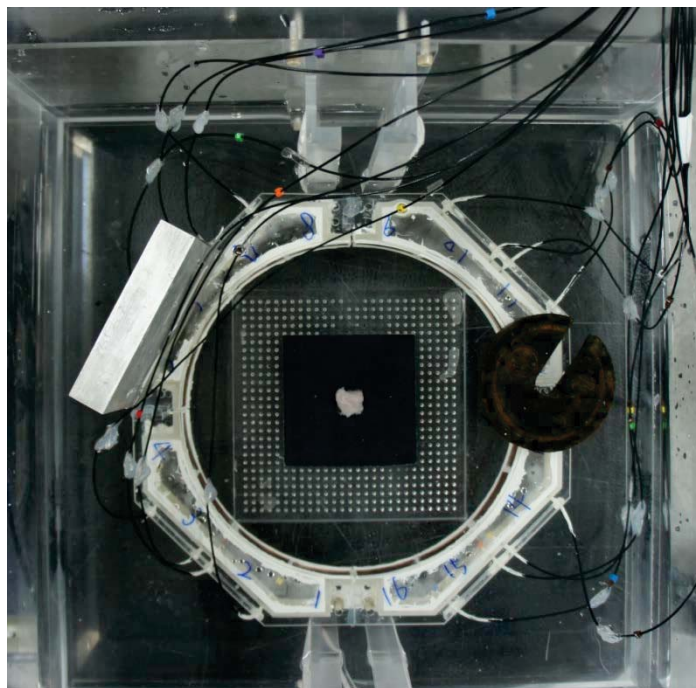


圖 4.32 將里肌肉置於換能器中心之離體實驗

將里肌肉切成  $1.3 \times 1.3 \times 1\text{cm}^3$  的大小，換能器輸入電功率為 70 瓦、100 瓦、150 瓦，加熱時間為 60 秒，而溫度量測是將熱電偶放置於里肌肉的裡面，如圖 4.32，其溫度變化結果為圖 4.33。



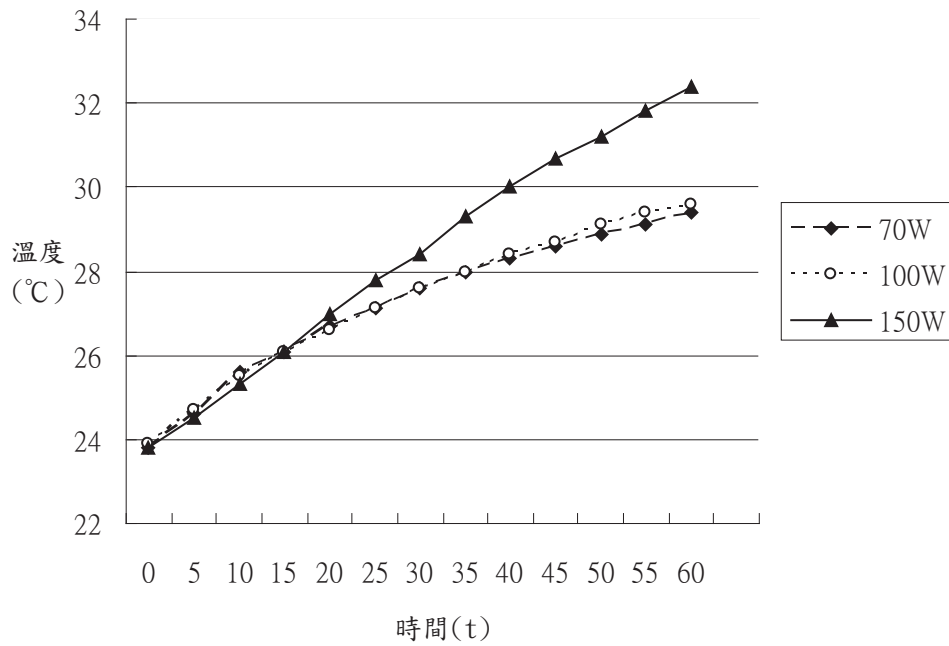


圖 4.33 不同功率下里肌肉溫度變化

由結果顯示出其工作時間 60 秒，輸入電功率 70W 的溫度上升了 5.6 度；輸入電功率 100W 的溫度上升了 5.7 度；而輸入電功率 150W 的溫度上升了 8.6 度，三組數據證明了此換能對離體的確有加溫效果。



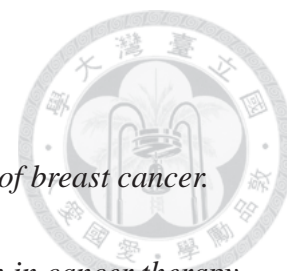
## 第5章 結論與未來展望

本研究完成了對1-3複合壓電陶瓷應用於高頻環形超音波陣列換能器的製作，也針對換能器的特性作了一系列的測試，確定此換能器是能穩定的工作以及好的壓電特性。但在仿體加熱型態實驗中，並不能達到預期的快速溫升效果；離體動物實驗中，由於里肌肉的衰減係數較大，因此能得到較明顯的溫度變化，但仍不如預期。

由直徑 6cm 的仿體實驗可以得知此高頻超音波環形換能器的工作頻率在 2.5MHz 時，仍為聚焦型換能器

針對於其偏低的電聲轉換效率，能透過加大其陶瓷體積比來改善，但伴隨的聲阻抗升高及製作上的困難，其中間的平衡點，有賴新的設計者進一步探討；在目前系統裡還有一個仍可以改善的地方，是為將電路阻抗匹配端的匹配電路匹配得更接近功率放大器所設計的特徵阻抗，因為此匹配不理想造成了功率放大器端輸入的功率會反射回放大器，使得探頭端的輸入功率降低。

## 參考文獻



1. Brenin, D.R., *Focused ultrasound ablation for the treatment of breast cancer*. Ann Surg Oncol, 2011. **18**(11): p. 3088-94.
2. Sapareto, S.A. and W.C. Dewey, *Thermal dose determination in cancer therapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1984. **10**(6): p. 787-800.
3. Kim, Y.S., et al., *High-intensity focused ultrasound therapy: an overview for radiologists*. Korean J Radiol, 2008. **9**(4): p. 291-302.
4. Hynynen, K., *MRI-guided focused ultrasound treatments*. Ultrasonics, 2010. **50**(2): p. 221-9.
5. Hynynen, K., et al., *MR imaging-guided focused ultrasound surgery of fibroadenomas in the breast: a feasibility study*. Radiology, 2001. **219**(1): p. 176-85.
6. M. Malinen, T.H., K. Hynynen, and J.P. Kaipio, *Simulation study for thermal dose optimization in ultrasound surgery of the breast*. Med Phys, 2004. **31**: p. 1296-1307.
7. Bakker, J.F., et al., *An ultrasound cylindrical phased array for deep heating in the breast: theoretical design using heterogeneous models*. Phys Med Biol, 2009. **54**(10): p. 3201-15.
8. Ho, C.S., et al., *Thermal therapy for breast tumors by using a cylindrical ultrasound phased array with multifocus pattern scanning: a preliminary numerical study*. Phys Med Biol, 2007. **52**(15): p. 4585-99.
9. 馮若, *超聲診斷設備原理與設計*. 1993年4月: 中國醫葯科技出版社.
10. Klicker, K.A., J.V. Biggers, and R.E. Newnham, *Composites of PZT and Epoxy for Hydrostatic Transducer Applications*. Journal of the American Ceramic Society, 1981. **64**(1): p. 5-9.
11. 劉信志, *1-3 壓電複合材料應用於高強度聚焦超音波換能器之研究*, in *機械工程學系碩士班*. 2011, 中華大學: 新竹市.
12. Savakus, H.P., K.A. Klicker, and R.E. Newnham, *PZT-epoxy piezoelectric transducers: A simplified fabrication procedure*. Materials Research Bulletin, 1981. **16**(6): p. 677-680.
13. Clipsham, T.J. and T.W. Button, *1-3 Piezocomposites realised from small feature size, high aspect ratio, hot embossed moulds. Part II: piezocomposite fabrication*. Microsystem Technologies, 2010. **16**(11): p. 1983-1988.
14. Chen, G.S., et al., *Experimental analysis of 1-3 piezocomposites for high-intensity focused ultrasound transducer applications*. IEEE Trans Biomed Eng, 2013. **60**(1): p. 128-34.
15. 吳朗, *電子陶瓷-壓電陶瓷*. 民國 83 年 12 月 2 號: 全欣資訊圖書股份有限公司

- 司.
16. 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, in 醫學工程學研究所. 2011, 臺灣大學: 台北市.
  17. 謝岳成, 壓電電荷常數  $d_{33}$  特性之量測, in 電子工程系. 2004, 國立交通大學: 新竹市.
  18. Duck FA, B.A., Starritt HC, *Ultrasound in Medicine*. 1998: Institute of Physics Publishing.
  19. 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. 大同大學 機械工程研究所 碩士論文, 2007.

