

國立臺灣大學重點科技研究學院奈米工程與科學學位學程

碩士論文

Program for Nanoengineering and Nanoscience

Graduate School of Advanced Technology

National Taiwan University

Master's Thesis

應用於手腕橈動脈脈搏波量測之

壓電感測器結構設計與訊號特性分析

Structural Design and Signal Characteristic Analysis of

Piezoelectric Sensing Structures for Pulse Wave

Measurement over the Radial Artery at the Wrist

林凱芸

Kai-Yun Lin

指導教授：黃育熙 博士

Advisor: Yu-Hsi Huang, Ph.D.

中華民國 115 年 7 月

July, 2026



國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書
MASTER'S THESIS ACCEPTANCE CERTIFICATE
NATIONAL TAIWAN UNIVERSITY

應用於手腕橈動脈脈搏波量測之
壓電感測器結構設計與訊號特性分析

Structural Design and Signal Characteristic Analysis of
Piezoelectric Sensing Structures for Pulse Wave
Measurement over the Radial Artery at the Wrist

本論文係林凱芸（R13K45010）在國立臺灣大學奈米工程與科學碩士學位學程完成之碩士學位論文，於民國 115 年 7 月 3 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明。

The undersigned, appointed by the Program for Nanoengineering and Nanoscience, National Taiwan University, on 3rd July, 2026, have examined a Master's Thesis entitled above presented by Kai-Yun Lin (R13K45010) candidate and hereby certify that it is worthy of acceptance.

口試委員 Oral examination committee:

黃育熙

（指導教授 Advisor）

吳又中

林育志

系（所、學位學程）主管 Director:

邱雅萍

誌謝



衷心感謝我的指導教授黃育熙教授，在研究期間給予我用心的指導、鼓勵與建議。無論是在研究方向、實驗設計與論文撰寫的過程中，老師始終耐心指導，並適時給予啟發與建議，讓我能以更完整的思維面對研究上的各種挑戰。在此謹向老師致上最誠摯的感謝。

感謝口試委員林育志教授與吳文中教授於百忙之中撥冗參與口試，並提供許多寶貴且專業的建議，使本論文內容更加完整，也讓我獲益良多。

感謝實驗力學實驗室的所有成員在研究所期間給予我的協助與陪伴。感謝建佑學長在實作上提供許多建議。感謝瑞淇學姐與亦倫學長，在實驗室中給予的協助與幫忙。感謝育廷學長在研究過程中的協助。感謝嘉恩學姐時常給予關懷與經驗分享。感謝德原學長、以信學長與哲廷學長，在我剛加入實驗室時給予許多照顧與協助。感謝同屆的夥伴們一路相互扶持。感謝品柔總是充滿活力，經常與我分享生活與研究上的點滴。感謝嘉壕、軒慶、思年、建鞏與泓睿在研究路上的陪伴，偶爾一起吃晚餐，讓忙碌的研究生活多了許多放鬆的時光。感謝學弟妹們的陪伴與支持。感謝蘇彤、柏諺、嘉紘、毓峻與懷瑾為實驗室帶來許多歡笑與活力。也感謝重道與梓承在研究所期間的陪伴。另外，謝謝詩庭自大學時期至今一路相伴，共同經歷求學路上的點點滴滴。特別感謝彥筑，在這段期間始終給予我支持與鼓勵，彼此扶持、一起前進。

最後，感謝我的父母與家人，在求學過程中給予我無條件的支持與關心，讓我能夠無後顧之憂投入研究與學習。你們的陪伴與鼓勵，是我堅持至今並完成學業最重要的後盾。謹將此論文獻給所有曾經幫助、支持與陪伴我的師長、同學、朋友及家人，並致上最誠摯的感謝。

林凱芸 謹致於國立臺灣大學

中華民國 115 年 7 月

摘要



本研究旨在針對手腕橈動脈量測之壓電感測器進行結構設計與訊號特性分析，探討壓電感測元件形狀、支撐結構與探頭設計對輸出訊號之影響。由於手腕橈動脈量測環境中，感測器需在有限空間內穩定感測橈動脈脈搏所造成之微小變形，因此壓電元件之固定方式與接觸面皆可能影響輸出電壓大小與訊號穩定性。

為建立可重複量測之測試條件，本研究設計並製作一組壓電感測器測試平台，利用伺服馬達搭配連桿機構驅動探頭進行週期性下壓，以模擬脈搏輸入作用於感測器之情形。壓電元件之輸出訊號透過示波器擷取，並經由訊號處理計算平均峰值與平均響應時間差，作為比較不同結構設計下訊號強度與穩定性之依據。

圓形壓電感測元件方面，本研究利用 3D 列印製作多種支撐結構之感測器基座，並比較其對輸出訊號之影響。結果顯示，環形支撐結構可提供較穩定之支撐條件。後續進一步探討探頭硬度與長時間重複下壓對訊號表現的影響。本研究亦針對陶瓷層同側配置之雙層圓形壓電片進行理論分析，探討其對輸出訊號提升之影響，作為圓形壓電感測元件結構優化之參考。矩形壓電感測元件方面，本研究針對不同寬度之矩形壓電片進行測試，並透過理論推導與有限元素模擬分析壓電陶瓷長度對輸出電壓之影響。後續進一步製作可實際配戴於手腕之壓電感測器，進行初步脈搏訊號量測，並透過探頭形狀與配置設計，提升訊號量測穩定性。

綜合實驗、理論分析與數值模擬結果，本研究探討壓電感測元件於手腕橈動脈脈搏波量測中之訊號表現，並分析支撐結構、壓電元件配置與探頭設計對輸出訊號之影響。研究結果可作為後續壓電感測元件形狀選擇、支撐結構設計與探頭配置優化之參考。

關鍵字：壓電感測器、脈搏波量測、橈動脈、穿戴式感測器、有限元素模擬、正壓電效應、懸臂梁

Abstract



This study focuses on the structural design and signal characteristic analysis of piezoelectric sensors for radial artery pulse wave measurement at the wrist. The effects of piezoelectric sensing element geometry, support structure, and probe design on the output signal were investigated. In wrist-based radial artery measurement, the sensor must detect small mechanical deformations induced by arterial pulsation within a limited space. Therefore, the fixed structure and contact surface of the piezoelectric element may significantly affect the output voltage and signal stability.

To establish repeatable testing conditions, a piezoelectric sensor testing platform was designed and fabricated. A servo motor combined with a linkage mechanism was used to drive the probe for periodic pressing, simulating pulse input applied to the sensor. The output signal of the piezoelectric element was recorded using an oscilloscope, and signal processing was performed to calculate the mean peak value and mean response time difference. These parameters were used to compare the signal strength and stability of different structural designs.

For circular piezoelectric sensing elements, various sensor bases with different support structures were fabricated using 3D printing, and their effects on the output signal were compared. The results showed that the ring-shaped support structure provided more stable support conditions. The effects of probe hardness and long-term repeated pressing on signal performance were further investigated. In addition, a theoretical analysis was conducted on a double-layer circular piezoelectric disk with ceramic layers arranged on the same side to evaluate its potential for enhancing the output signal.

For rectangular piezoelectric sensing elements, piezoelectric plates with different widths were tested. The influence of piezoelectric ceramic length on output voltage was analyzed through theoretical derivation and finite element simulation. A wearable

piezoelectric sensor for wrist measurement was further fabricated for preliminary pulse signal measurement. The probe shape and configuration were designed to improve signal measurement stability.

Based on experimental results, theoretical analysis, and numerical simulation, this study investigates the signal performance of piezoelectric sensing elements for wrist radial artery pulse wave measurement and analyzes the effects of support structure, piezoelectric element configuration, and probe design on the output signal. The results can serve as a reference for future selection of piezoelectric sensing element geometry, support structure design, and probe configuration optimization.

Keywords: Piezoelectric sensor, Pulse wave measurement, Radial artery, Wearable sensor, Finite element simulation, Direct piezoelectric effect, Cantilever beam

目次



口試委員審定書	i
誌謝	ii
摘要	iii
Abstract.....	iv
目次	vi
圖次	ix
表次	xii
第一章 緒論	1
1.1 研究動機	1
1.2 文獻回顧	3
1.3 研究簡介	6
第二章 實驗設備原理與架設	8
2.1 3D 列印機	8
2.2 示波器	10
2.3 壓電感測器測試平台	11
第三章 圓形壓電元件之感測結構與訊號特性分析	13
3.1 訊號前處理與分析指標定義	13
3.1.1 FIR 低通濾波	13
3.1.2 峰值與時間響應分析指標定義	17
3.2 支撐結構設計	19



3.3	壓電電容對輸出訊號之影響	23
3.4	探頭硬度對量測穩定性之影響	28
3.5	重複載入與預壓條件下之穩定性分析	32
3.5.1	自製感測器基座下之雙層探頭重複載入分析	32
3.5.2	外殼固定式成型雙層探頭之重複載入穩定性分析	47
3.6	接觸探頭設計對訊號之影響	54
3.7	圓形雙層壓電陶瓷之極化與接線分析	56
3.7.1	雙層壓電陶瓷之極化方向與電極連接方式分析	57
3.7.2	串聯極化雙層圓形壓電片之接線測試	61
第四章	矩形壓電片	66
4.1	尺寸選擇	66
4.2	接觸探頭設計對訊號之影響	71
4.2.1	兩側夾持接觸探頭設計對訊號之影響	71
4.2.2	懸臂梁式壓電感測器之組合式探頭設計	75
第五章	壓電感測元件之理論分析與數值模擬	81
5.1	壓電材料本構關係與材料參數	81
5.2	矩形壓電片壓電陶瓷長度對輸出電壓之影響	85
5.2.1	正弦波輸入下之輸出電壓分析	86
5.2.2	對數常態分布輸入下之輸出電壓分析	96
5.3	圓形雙層壓電片配置之理論與模擬分析	103
5.3.1	中性面位置計算	103
5.3.2	圓形壓電元件陶瓷配置模擬	106
5.3.3	單層圓形壓電元件陶瓷配置模擬	111

第六章 結論與未來展望	116
6.1 結論	116
6.2 未來展望	118
參考文獻	119
附錄	122



圖次



圖 1-1	手腕式壓電感測器之橈動脈雙點量測位置示意圖	3
圖 2-1	Ultimaker 2+ Connect 3D 列印機	9
圖 2-2	Keysight DSOX2004A 示波器	11
圖 2-3	壓電感測器測試平台	12
圖 3-1	FIR 低通濾波器之頻率響應圖	16
圖 3-2	FIR 濾波前後波形比較圖	16
圖 3-3	濾波後訊號之起始點與峰值點示意圖	18
圖 3-4	圓形壓電元件尺寸示意圖(黃銅層厚度 0.07 mm)	19
圖 3-5	五種圓形壓電感測元件支撐基座設計示意圖	21
圖 3-6	環形支撐基座、壓電元件與橡膠探頭組裝剖面圖	21
圖 3-7	不同支撐方式與壓電元件電容值之平均峰值	24
圖 3-8	不同支撐方式與壓電元件電容值之平均響應時間差	25
圖 3-9	環形支撐下不同電容值之平均峰值	27
圖 3-10	環形支撐下不同電容值之平均響應時間差	27
圖 3-11	環形夾持基座剖面圖	29
圖 3-12	不同硬度探頭於不同壓電元件電容值之平均峰值	30
圖 3-13	不同硬度探頭於不同壓電元件電容值之平均響應時間差	31
圖 3-14	電容值(120 Hz)隨下壓次數之變化	33
圖 3-15	中心點平均峰值隨下壓次數之變化	34
圖 3-16	平均響應時間差隨下壓次數之變化	35
圖 3-17	以矽膠片覆蓋感測器探頭之下壓裝置	37
圖 3-18	以厚度 1 mm 矽膠片預壓中心下壓平均峰值隨下壓次數之變化	38
圖 3-19	以厚度 1 mm 矽膠片預壓之平均響應時間差隨下壓次數之變化	39
圖 3-20	圓形壓電元件尺寸示意圖(黃銅層厚度 0.1 mm)	40

圖 3-21	1 mm 矽膠片預壓下之中心平均峰值變化(黃銅層厚度 0.1 mm)	41
圖 3-22	1 mm 矽膠片預壓下之平均響應時間差變化(黃銅層厚度 0.1 mm)	42
圖 3-23	以厚度 0.3 mm 矽膠片預壓中心點平均峰值隨下壓次數之變化.....	44
圖 3-24	以厚度 0.3 mm 矽膠片預壓平均響應時間差隨下壓次數之變化.....	45
圖 3-25	接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭剖面示意圖.....	48
圖 3-26	圓柱形探頭於壓電感測器測試平台之下壓測試配置.....	48
圖 3-27	接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭中心平均峰值.....	49
圖 3-28	接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭平均響應時間差.....	50
圖 3-29	接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭剖面示意圖.....	51
圖 3-30	接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭於重複下壓下之中心峰值.....	52
圖 3-31	接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭於重複下壓下之平均響應時間差.....	53
圖 3-32	六種圓形壓電元件探頭設計	54
圖 3-33	雙層壓電片懸臂梁自由端下壓示意圖	59
圖 3-34	雙層壓電片串聯極化搭配串聯電極連接示意圖	61
圖 3-35	雙層圓形壓電元件電極連接測試之夾持位置與下壓位置示意圖	64
圖 3-36	雙層圓形壓電元件之單層、串聯與並聯接線配置示意圖	64
圖 4-1	矩形壓電片尺寸圖	66
圖 4-2	矩形壓電片懸臂式下壓測試位置示意圖	68
圖 4-3	第一組矩形壓電片之平均峰值.....	69
圖 4-4	第一組矩形壓電片之平均響應時間差.....	69
圖 4-5	第二組矩形壓電片之平均峰值.....	70
圖 4-6	第二組矩形壓電片之平均響應時間差.....	71
圖 4-7	3D 列印矩形壓電元件感測器	72
圖 4-8	不同探頭結構與接觸面設計	73
圖 4-9	3D 列印懸臂梁式壓電感測器實體圖	76

圖 4-10	懸臂梁式壓電感測器之組合式探頭與壓電懸臂梁之剖面示意圖.....	76
圖 4-11	組合式探頭示意圖.....	77
圖 4-12	手腕橈動脈脈搏訊號量測情形.....	78
圖 4-13	綁帶固定力過大時觀察到之反相輸出訊號.....	79
圖 5-1	矩形壓電元件懸臂梁之幾何參數與受力示意圖.....	86
圖 5-2	壓電元件連接示波器之電路示意圖.....	90
圖 5-3	正弦波輸入下不同壓電陶瓷長度之峰值電壓理論與模擬比較.....	95
圖 5-4	正弦波輸入下不同壓電陶瓷長度之正規化峰值電壓比較.....	95
圖 5-5	對數常態分布形式之暫態脈衝輸入力.....	100
圖 5-6	對數常態分布輸入下不同壓電陶瓷長度之峰值電壓理論與模擬比較...	102
圖 5-7	對數常態分布輸入下不同壓電陶瓷長度之正規化峰值電壓比較.....	102
圖 5-8	單層與雙層圓形壓電元件配置與極化方向示意圖.....	107
圖 5-9	單層圓形壓電元件陶瓷厚度變化之配置示意圖.....	112
圖 5-10	環形夾持下壓電陶瓷厚度對輸出峰值之影響.....	113
圖 5-11	單層圓形壓電元件陶瓷半徑變化之配置示意圖.....	114
圖 5-12	環形夾持下壓電陶瓷半徑對輸出峰值之影響.....	115

表次



表 2-1	列印參數.....	9
表 3-1	FIR 參數設定.....	15
表 3-2	不同支撐結構於探頭中心與邊緣位置之訊號峰值與響應時間.....	23
表 3-3	探頭不同下壓位置之量測結果平均.....	56
表 3-4	圓形雙層壓電元件之單層與雙層接線電容值.....	63
表 3-5	雙層圓形壓電片不同接線配置之平均峰值比較.....	65
表 4-1	兩組相似電容值之不同寬度矩形壓電片.....	67
表 4-2	不同探頭結構與接觸面尺寸之平均峰值比較.....	74
表 4-3	不同組合式探頭之脈搏訊號峰值比較.....	79
表 5-1	壓電陶瓷材料常數.....	85
表 5-2	不同圓形壓電元件配置於開路與示波器等效電路條件之模擬結果.....	110
表 5-3	雙層配置中不同陶瓷層輸出之模擬結果比較.....	110

第一章 緒論



1.1 研究動機

隨著穿戴式健康監測裝置逐漸普及，非侵入式、連續式且低負擔的生理訊號量測已成為重要發展方向。其中，血壓為評估心血管狀態的重要生理指標，傳統袖帶式血壓計雖然已廣泛使用，但其量測方式需要充氣加壓，較不利於長時間連續監測。因此，若能透過穿戴於手腕之感測裝置擷取橈動脈脈搏波訊號，並進一步分析脈搏波形與時間特徵，將有助於提升血壓與血管狀態監測之便利性。

手腕橈動脈位置因容易配戴、接近皮膚表面，且使用者接受度高，常被視為穿戴式脈搏量測裝置之合適位置。然而，手腕量測同時也面臨許多不穩定因素。由於橈動脈搏動所造成的皮膚表面變形相當微小，感測器與皮膚之間的接觸狀態、配戴鬆緊度、探頭位置、手腕曲面形貌與使用者動作皆可能影響量測結果。當感測器位置產生微小偏移，或接觸壓力在不同配戴狀態下改變時，擷取到的脈搏波峰值、波形形狀與峰值出現時間皆可能產生差異，進而影響後續訊號判讀。

壓電材料具有可將機械應力或變形轉換為電訊號之特性，因此適合用於脈搏波量測。當橈動脈隨心跳週期產生搏動時，皮膚表面會產生微小起伏，若壓電感測器能有效接收此機械變化，即可轉換為可量測之電壓訊號。相較於部分需要外部供電或較複雜光學路徑之感測方式，壓電感測器具有結構簡單、反應快速、體積小與易於整合於穿戴裝置等優點，因此具有應用於手腕式脈搏波量測之潛力。

然而，壓電感測器之輸出訊號並非僅由壓電材料本身決定。實際量測時，外部脈搏壓力需先經過皮膚、探頭、固定結構與壓電元件，最後才轉換為電訊號。此力傳遞過程會受到感測器結構設計影響，例如探頭軟硬度、接觸面大小、壓電片固定方式、支撐條件與預壓狀態等因素，都可能改變壓電片受力與變形分布。若結構設計不當，即使使用相同壓電材料，也可能出現輸出峰值不足、波形不穩定或時間響應不一致等問題。



本研究源自於手腕式壓電血壓量測裝置之產學合作需求。合作公司所開發之裝置利用配置於手腕上的壓電感測器量測橈動脈脈搏波，其量測概念如圖 1-1 所示。此裝置於橈動脈路徑上設置兩個壓電感測位置，兩感測點之間距離定義為 Δd ，並分別擷取脈搏波通過近端與遠端感測點時之輸出訊號。透過兩感測訊號之特徵點時間差 Δt ，可以取得脈搏波於兩量測位置間傳遞之時間資訊。系統亦搭配光學感測器訊號進行後續演算法分析。由於此類系統需要穩定且可重複之脈搏波訊號，壓電感測器若在不同配戴狀態下產生訊號差異，可能影響雙點時間差之擷取與後續分析結果。

在前期測試中，壓電感測器仍存在數項需要改善的問題。首先，部分量測條件下輸出訊號偏小，使脈搏波峰值不易穩定辨識。其次，由於兩個感測點之相對訊號時間差會受到接觸狀態與感測位置影響，每次重新配戴後可能出現不同結果。此外，在長時間量測或重複受壓後，輸出訊號亦可能出現衰減現象。上述問題顯示，若要提升手腕式壓電脈搏波量測之穩定性，除了選擇適當壓電材料外，更需要針對感測器結構進行整體分析。

因此，本研究之主要動機在於探討壓電感測器結構配置對輸出訊號穩定性之影響。透過建立可控制下壓條件之測試平台，可降低人體量測中由配戴位置、手腕形貌與接觸壓力差異所造成的不確定性，進而比較不同支撐結構、探頭設計、預壓條件與壓電元件配置對輸出峰值及時間響應之影響，以判斷造成訊號不足、時間響應變化與長時間輸出衰減之可能因素。

此外，壓電元件本身之幾何尺寸、材料配置與電極接線方式亦可能影響輸出表現，因此本研究亦搭配理論分析與數值模擬，探討不同壓電片配置下之輸出差異。基於上述原因，本研究以手腕橈動脈脈搏波量測用壓電感測器為研究對象，分析壓電元件支撐方式、探頭結構、預壓狀態、重複載入穩定性，以及壓電片尺寸與配置對訊號輸出之影響，期望建立感測器結構設計與輸出訊號特性之關聯，作為後續手腕式壓電脈搏波量測裝置設計與優化之參考。

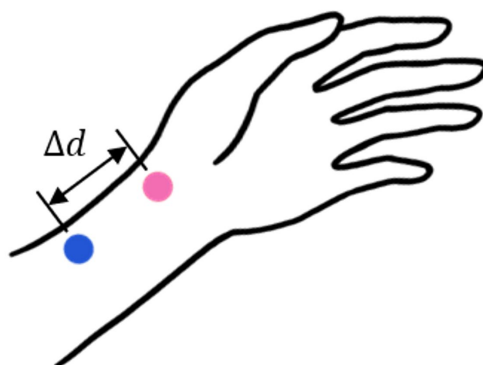
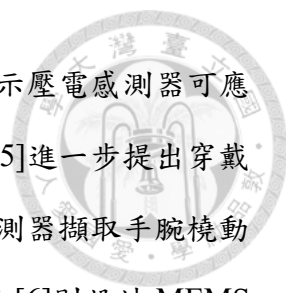


圖 1-1 手腕式壓電感測器之橈動脈雙點量測位置示意圖

1.2 文獻回顧

隨著穿戴式健康監測技術的發展，能夠長時間、非侵入且低負擔地擷取人體生理訊號之感測器逐漸受到重視。常見之生理監測項目包含心率、血壓、脈搏波與血氧等，其中脈搏波可反映心臟收縮與血管搏動所造成之週期性壓力變化，因此常被應用於心血管狀態評估與穿戴式監測系統中。壓電材料在醫療感測器中已有廣泛應用，其中醫學超音波探頭即為典型代表。其利用壓電材料在電場作用下產生高頻機械振動以發射超音波，並接收人體組織反射回來之聲波訊號，再轉換為電訊號進行影像重建。Lee 等人[1]回顧醫學診斷影像用超音波探頭之結構與類型，指出換能器設計對影像品質與診斷資訊擷取具有重要影響。除了超音波影像應用外，Gil 等人[2]使用 P(VDF-TrFE) 壓電薄膜製作小型力感測器，並整合於醫療導管端部，用於偵測導管與組織接觸時之作用力，顯示壓電材料亦可應用於醫療器械之微小接觸力感測。Manh 等人[3]則提出以多層 PVDF 壓電薄膜為基礎之感測器，用於同時量測人體心跳與呼吸訊號，顯示壓電薄膜可應用於非侵入式生命徵象監測。上述研究說明，壓電材料不僅可作為醫學影像換能器，也可應用於醫療接觸力感測與穿戴式生理訊號量測。

已有研究進一步將壓電感測器應用於動脈與血壓相關訊號量測。Al Ahmad 與 Ahmed [4]使用微型壓電片感測器放置於人體頸部頸動脈位置，透過心跳造成之壓



力變化擷取壓電訊號，並由訊號中分析心率與脈搏壓力資訊，顯示壓電感測器可應用於人體表面動脈搏動之非侵入式生理訊號量測。Wang 與 Lin[5]進一步提出穿戴式壓電感測系統，用於連續 beat-to-beat 血壓量測，透過壓電感測器擷取手腕橈動脈之壓力脈搏波，並由波形中特徵點進行血壓估測。Panwar 等人[6]則設計 MEMS 壓電式血壓感測器，並以 COMSOL Multiphysics 模擬懸臂梁式壓電結構在壓力作用下之輸出電壓，說明壓電材料可應用於血壓感測元件設計，且感測器幾何結構會影響其輸出特性。

在連續血壓與脈搏波分析中，雙點脈搏波量測與脈搏波傳遞時間差分析亦為常見且重要的評估方法之一。Nguyen 等人[7]提出一種 MEMS 脈搏波感測器，其結構由空氣腔體與壓阻式懸臂梁組成。當感測器薄膜接觸人體皮膚並受到脈搏波作用時，腔體壓力改變使懸臂梁彎曲，進而造成電阻變化，以量測人體脈搏波訊號。該研究進一步以兩個感測器於不同位置同步量測脈搏波，並計算脈搏波傳遞速度 (pulse wave velocity, PWV)，顯示雙點脈搏波量測可作為連續血壓監測之應用基礎。Urban 等人[8]則說明 PWV 可由脈搏波在兩個量測位置之間距與時間差計算而得。當脈搏波沿血管傳遞時，若可分別量測近端與遠端位置之壓力波形，則可由兩波形特徵點之時間延遲 Δt ，以及兩量測位置間之距離 ΔL ，計算 $PWV = \Delta L / \Delta t$ 。因此，在雙點脈搏波量測中，兩個感測器之時間響應穩定性會直接影響時間差判讀，進而影響 PWV 計算結果之可靠性。

近年亦有研究將壓電感測器與其他感測方式結合，以提升生理訊號量測之完整性。Samartkit 等人[9]提出結合壓電感測器與光體積變化感測器之非侵入式心率與血壓監測系統，分別利用壓電感測器擷取機械式脈搏訊號，並以光學感測器取得血液容積變化訊號，再進行心率與血壓估測，顯示壓電訊號可與光學訊號互補應用於生理監測系統中。另一方面，Jin 等人[10]提出以 PZT 為基礎之柔性壓電感測器，透過將 PZT 粉末與柔性樹脂結合並以 3D 列印方式製作感測器，使其具有可彎曲與可貼附於曲面之特性，並可用於人體動作、聲音振動與設備振動之即時監測。上

述研究顯示，壓電感測器不僅可用於人體脈搏與血壓相關量測，也具備整合於穿戴式與即時監測系統之發展潛力。

然而，壓電感測器之輸出穩定性除了受到材料本身影響外，也與接觸狀態、支撐邊界、探頭設計與長時間受力條件有關。Liu 等人[11]針對橈動脈壓力波形量測進行分析，指出感測器接觸壓力會影響所量測之壓力波形，過大的接觸壓力可能改變動脈幾何形狀並造成波形失真，說明手腕式脈搏波量測中接觸壓力與固定狀態之重要性。Mohammadi 等人[12]針對圓形壓電薄膜致動器進行解析最佳化分析，指出邊界條件、材料性質以及壓電層與基板之半徑與厚度皆會影響其機電響應，顯示圓形壓電元件之支撐與固定方式會改變變形分布並影響輸出表現。Zhang 等人[13]則提出壓電式觸覺感測器用於組織硬度偵測，並探討探頭接觸角對感測結果之影響，說明探頭與受測表面之接觸幾何會影響力傳遞與感測輸出。此外，Yang 與 Mazlan[14]針對懸臂梁式壓電能量擷取器進行高頻與低頻振動下之長時間疲勞測試，結果顯示壓電結構在週期性受力下可能因疲勞行為而影響結構壽命與輸出性能。綜合上述研究可知，壓電感測器雖具有應用於手腕脈搏波量測之潛力，但其輸出穩定性仍需同時考量感測器接觸條件、支撐方式、探頭幾何與重複受力狀態。因此，本研究進一步針對壓電感測器之結構配置與訊號特性進行分析，以作為後續手腕式壓電脈搏波量測裝置設計之參考。



1.3 研究簡介

本論文主要針對應用於手腕橈動脈脈搏波量測之壓電感測器進行結構設計、訊號特性分析與理論模擬。由於手腕脈搏量測時，感測器輸出容易受到接觸位置、固定方式、預壓狀態與探頭結構等因素影響，若直接於人體手腕進行測試，較難分辨各項結構參數對輸出訊號之個別影響。因此，本研究先建立固定下壓式壓電感測器測試平台，在控制條件下比較不同結構配置之輸出峰值與時間響應。研究內容包含壓電感測器測試平台建立、圓形壓電元件之支撐與探頭設計、重複載入與預壓條件下之穩定性分析、圓形雙層壓電陶瓷極化與接線方式分析、矩形壓電片之尺寸與探頭設計，以及壓電感測元件之理論推導與數值模擬。透過實驗量測與理論模擬相互對照，本論文期望探討壓電元件結構、探頭接觸條件與材料配置對輸出訊號之影響，並作為後續手腕脈搏波壓電感測器設計之參考依據。以下說明本論文各章節之主要內容：

第一章

說明本研究之研究背景與動機，並回顧壓電感測器、脈搏波量測與相關感測結構設計之文獻。最後整理本研究之目的與整體論文架構，作為後續章節之基礎。

第二章

介紹本研究所使用之實驗設備、量測儀器與測試平台架構，其中包含 3D 列印機、示波器以及壓電感測器測試平台。透過此章節說明後續實驗中固定下壓、訊號擷取與感測器測試之基本方法。

第三章

針對圓形壓電元件之感測結構與訊號特性進行分析。首先說明訊號前處理方式與平均峰值、平均響應時間差等分析指標，接著比較不同支撐結構、壓電片電容值、探頭硬度、重複載入與預壓條件對輸出訊號之影響。最後進一步探討接觸探頭設計，以及圓形雙層壓電陶瓷之極化方向與電極接線方式對輸出表現之影響。



第四章

針對矩形壓電片進行尺寸選擇與接觸探頭設計分析。首先比較不同寬度之矩形壓電元件在不同下壓位置下之輸出峰值與時間響應，作為後續尺寸選擇依據。接著探討不同接觸探頭設計對矩形壓電片輸出訊號之影響，以評估其作為脈搏量測感測元件之可行性。

第五章

進行壓電感測元件之理論分析與數值模擬。首先整理壓電材料本構關係與材料參數，接著建立矩形壓電片輸出電壓與壓電陶瓷長度之關係，並分別以正弦波與對數常態分布輸入進行分析。最後針對圓形雙層壓電片進行中性面位置計算與陶瓷配置模擬，探討陶瓷厚度與半徑對輸出峰值之影響。

第六章

總結本研究之實驗與模擬結果，歸納圓形與矩形壓電感測元件在支撐方式、探頭設計、重複載入、極化接線與尺寸配置上的主要結論，並提出後續可延伸之研究方向。

第二章 實驗設備原理與架設



本文所使用的實驗設備包括 3D 列印機、示波器和壓電感測器測試平台。3D 列印機主要用於製作壓電元件之支撐結構基座與實驗治具，可依據設計需求快速製作不同幾何形狀與尺寸之結構，以利後續感測元件固定與實驗平台架設。示波器則用於量測並儲存壓電元件輸出之電壓訊號，以觀察其在不同支撐結構下之電性響應。此外，可以根據實驗需求調整測試時長與取樣頻率，對於低頻率的訊號可以提供較長時間的紀錄，作為後續數據分析與訊號比較之依據。壓電感測器測試平台則用於提供穩定且可重複之測試條件，以進行感測訊號量測。

2.1 3D 列印機

本研究所使用之 3D 列印機，其成形方式為熔融沉積成型(Fused Deposition Modeling, FDM)。其原理為，先將熱塑性材料加熱至熔融狀態，再透過步進馬達驅動擠出機將材料從噴頭擠出，沉積於列印平台上，並依照預先規劃之列印路徑逐層堆疊於列印平台上。

本研究所使用之 3D 列印機為 Ultimaker 公司所生產，型號為 2+ Connect，如圖 2-1 所示。其最大列印尺寸為 223 mm × 220 mm × 205 mm，適用線材直徑為 2.85 mm，噴頭直徑為 0.4 mm，X、Y、Z 軸的解析度分別為 12.5 μm 、12.5 μm 與 5 μm ，可以使用 PLA、ABS、CPE、TPU 與 PP 等多種列印材料，可依結構需求進行調整，其詳細規格列於附錄。另外，搭配 Ultimaker Air Manager 系統風扇，可以於列印過程中產生穩定氣流，降低外部異物或碎屑進入列印腔體之可能性，進而提升列印穩定性及設備使用壽命。

在列印流程方面，首先使用 3D 建模軟體(如 SolidWorks)建立欲製作之模型，並將其匯出成 STL 檔案格式。STL 檔案會將模型表面轉換為由三角形組成之網格，以利切片運算。接著，使用切片軟體 Ultimaker Cura 將 STL 檔案轉成 G-code 指令。於切片軟體中，可依需求調整列印層高、填充密度、列印速度、支撐設定及平台附

著類型等參數。其中，支撐材主要用於承托模型中懸空之區域，使其於列印過程中能順利成形。由於支撐材於列印完成後須拆除，因此在模型設計與列印擺放角度規劃時，需考量支撐位置，以避免拆除困難或對成品表面造成過度損傷。而平台附著類型之設定會影響列印初期之穩定性，例如選擇邊緣(brim)模式時，切片軟體會於零件第一層外圍額外生成數圈材料，可有效增加與平台之接觸面積，降低列印過程中零件翹曲或脫離平台之風險。完成切片後，可匯出 G-code 或 UFP 檔案，並透過 USB 傳輸至 3D 列印機進行列印，列印機即會根據指令控制雙軸步進馬達移動擠出噴頭進行熱熔堆疊。



圖 2-1 Ultimaker 2+ Connect 3D 列印機

表 2-1 列印參數

Print Settings	Value	Print Settings	Value
Layer Height (mm)	0.1	Top/Bottom Thickness (mm)	0.8
Line Width (mm)	0.4	Top/Bottom Layers	8
Print Speed (mm/s)	40	Printing Temperature (°C)	225
Infill Speed (mm/s)	40	Build Plate Temperature (°C)	60



2.2 示波器

本研究使用之示波器為 Keysight DSOX2004A 數位儲存示波器，如圖 2-2 所示，主要用於量測壓電感測元件於受力過程中所產生之電壓訊號。

數位儲存示波器之工作原理是將輸入之類比電壓訊號經由取樣與類比數位轉換後，轉換為可儲存與顯示之數位資料，並於螢幕上呈現電壓隨時間變化之波形。相較於傳統類比示波器，數位儲存示波器除了可以即時觀察訊號，亦可以完整記錄量測波形，以利後續擷取以及進行不同測試條件間之比較分析。對本研究之壓電輸出訊號而言，示波器可用於量測其峰值電壓、波形變化趨勢、訊號週期性以及穩定性，進而評估感測元件之響應表現。

在實際量測過程中，示波器可依不同實驗需求調整時間尺度、電壓尺度與觸發條件。對於訊號變化較快之情形，可縮短時間軸範圍以提高波形辨識度。對於低頻或長時間量測之情形，則可延長觀測時間，以完整記錄輸出變化過程。由於本研究主要模擬脈搏訊號，需要記錄較長時間之訊號變化，並取得足夠之波形資料進行平均分析，因此主要將單次量測時間設定為 30 s。該示波器最大取樣率為 2 GSa/S，而單次量測時間設定為 30 s 時，取樣率為 1 kSa/s，即相鄰兩筆資料點之間的時間間隔為 1 ms。

本研究將壓電元件直接連接至示波器進行電壓訊號量測，亦即量測壓電元件輸出端之電位差。對於單層壓電元件，示波器探棒之訊號端連接至壓電陶瓷表面電極，接地端則連接至黃銅基板電極。而雙層壓電元件或不同電極連接配置，則依各配置之外部輸出端分別連接至示波器訊號端與接地端。量測時探棒倍率設定為 1×，示波器輸入端可等效為輸入電阻 $R_{\text{scope}} = 1 \text{ M}\Omega$ 與輸入電容 $C_{\text{scope}} = 11 \text{ pF}$ 並聯之負載。

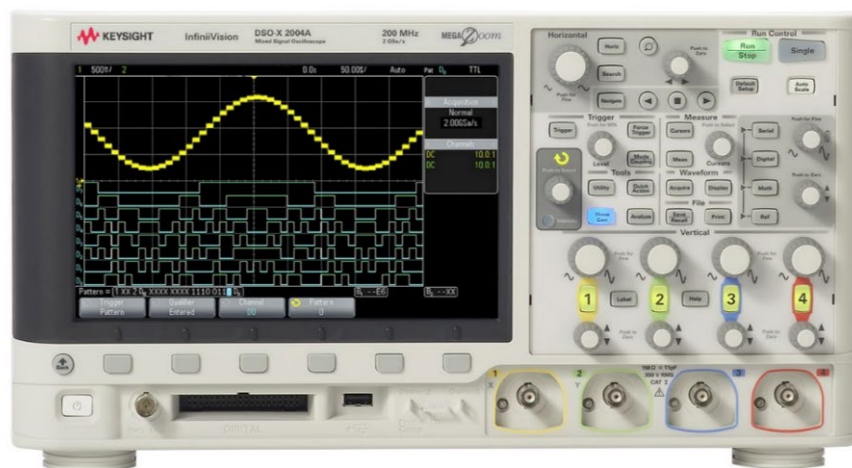


圖 2-2 Keysight DSOX2004A 示波器

2.3 壓電感測器測試平台

為模擬壓電感測器於實際量測脈搏時之情境，本研究設計並製作一組壓電感測器測試平台，如圖 2-3 所示。此平台可以藉由連續且可重複之下壓動作，模擬脈搏造成之週期性輸入，並提供不同支撐結構、感測器基座及壓電元件組合之重複性測試。量測時，將壓電元件連接至示波器，以記錄其輸出電壓訊號，作為後續訊號分析與結構比較之依據。

整體平台尺寸為寬 150 mm、長 200 mm、高 160 mm。平台可搭配不同支撐結構之感測器基座與壓電元件，並具備快速拆裝與調整之特性，以利比較不同結構或邊界條件對感測器之影響。平台之底板與背板採用厚度 8 mm 之壓克力板，經雷射切割加工成形，作為整體平台之穩固基底與垂直支撐，以提升測試過程之穩定性。

感測器載台同樣採用壓克力材質製成，高度為 43 mm，可依測試需求快速拆卸與更換不同感測器基座。為模擬實際配戴下探頭可能對應之不同量測位置，載台可以左右平移各 10 mm，使下壓頭可作用於感測器不同位置，藉以觀察量測位置改變對輸出訊號之影響。此外，當更換不同高度之感測器基座或探頭結構時，可藉由調整載台高度，使下壓頭與感測器表面維持適當之初始接觸位置，並確保各組測試皆能在固定下壓位移條件下進行，以降低組裝高度差異對量測結果之影響。

平台之致動機構由 3D 列印製成之連桿機構與固定套筒組成，並採四連桿機構設計，將馬達之旋轉運動轉換為下壓頭之直線往復運動，以實現連續且穩定之下壓動作。由於此機構之下壓頭沿固定路徑進行往復運動，因此在相同平台設定下，可藉由固定下壓位移提供一致之重複作用條件。下壓頭底部為直徑 2 mm 之圓形接觸面，可作用於感測器探頭或壓電元件表面之指定位置，並藉由往復運動於相同位置進行週期性下壓，以模擬橈動脈脈搏跳動對感測器所造成之重複作用力。驅動模組則採用 SG90 360 度伺服馬達，並以 Arduino 進行控制，以提供可調控且具重複性之致動條件。由上述之機構配置，本研究建立可重複操作之壓電感測器測試平台，使不同結構設計之感測器可以在相同基準下進行比較。

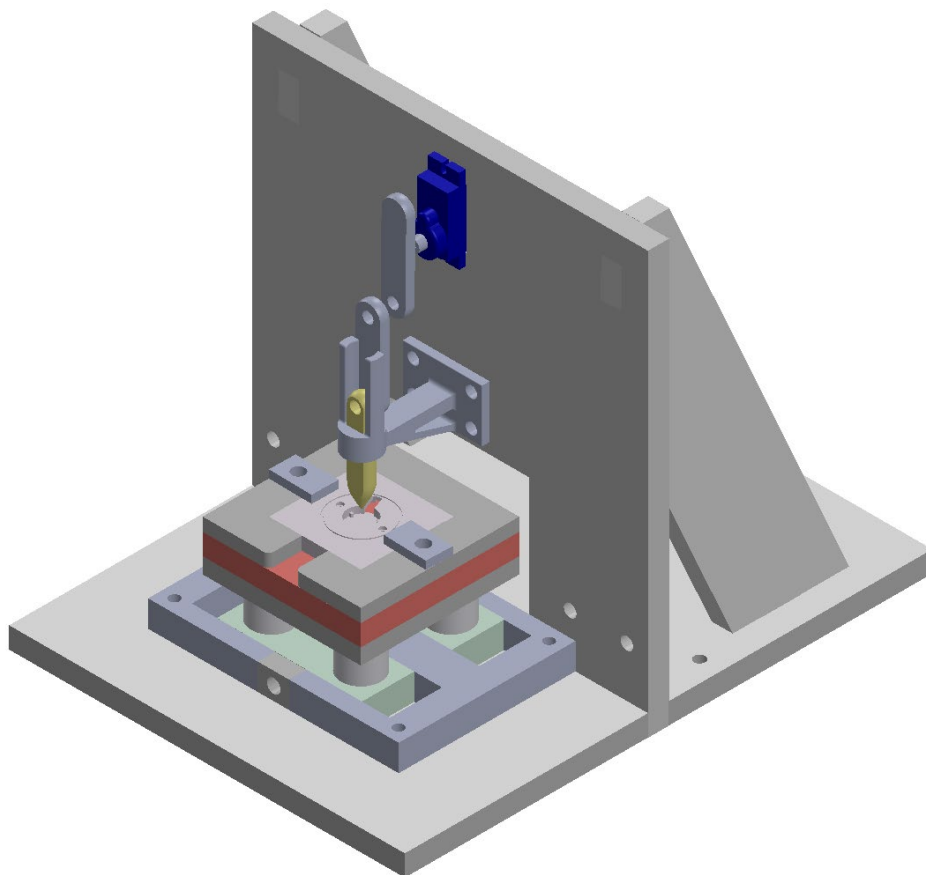


圖 2-3 壓電感測器測試平台

第三章 圓形壓電元件之感測結構與訊號特性分析

本章主要針對使用圓形壓電元件之感測器結構設計進行實驗比較，探討不同支撐條件、探頭硬度、重複載入與預壓條件、接觸探頭設計，以及雙層壓電陶瓷極化與接線方式對輸出訊號之影響。由於脈搏量測過程中，感測器輸出容易受到支撐方式、接觸位置、預壓程度與探頭結構等因素影響，若直接於手腕進行量測，較難分辨各結構參數對訊號輸出之個別影響。因此，本章先以固定下壓式壓電感測器測試平台進行控制條件下之比較，使不同結構配置能在相近測試條件下進行評估，再實際配戴於手腕上以比較不同探頭結構之訊號表現，並作為後續感測器設計與訊號分析之依據。

3.1 訊號前處理與分析指標定義

3.1.1 FIR 低通濾波

為使訊號更平穩並利於後續峰值與響應時間之計算分析，本文先將示波器擷取之原始電壓訊號匯入 MATLAB 進行訊號前處理。由於壓電感測器於下壓測試中所產生之主要輸出波形屬於低頻變化訊號，而原始量測資料中可能包含高頻雜訊、接觸瞬間擾動或環境干擾，若直接以原始訊號進行峰值擷取與響應時間判定，可能造成峰值大小或峰值位置之誤判。因此，本文於 MATLAB 中建立濾波器，先對原始訊號進行濾波處理，再由濾波後訊號計算平均峰值與平均響應時間差。

FIR(finite impulse response)濾波器為有限脈衝響應濾波器，其輸出僅與有限長度之輸入訊號有關，且不含回授項，因此濾波過程具有較佳之穩定性。Mejía-Mejía 等人[15]於光體積變化訊號處理研究中指出，FIR 濾波器具有線性相位特性，使訊號各頻率成分之時間延遲較為固定，適合用於需保留脈搏波時間特徵之訊號前處理。由於本文後續分析除了比較輸出峰值大小外，亦需觀察不同測試條件下訊號峰值出現時間是否一致，因此濾波方式需在抑制高頻雜訊的同時，盡可能保留原始訊號之主要波形特徵與時間變化趨勢。基於上述原因，本文選用 FIR 低通濾波器作

為壓電訊號之前處理方法。

本文所使用之 FIR 低通濾波器主要參數如表 3-1 所示。濾波器階數 N 代表濾波器計算時所使用之有限資料點數，階數越高，代表單一輸出點會由更多相鄰資料點加權計算而得，因此通常具有較佳之高頻雜訊抑制能力。然而，階數過高時，濾波器所需參考之資料範圍也會增加，使訊號起始端與結束端因可用資料點不足而較容易產生邊界效應，造成端點附近波形失真。因此，階數設定需在濾波效果與邊界影響之間取得平衡。本研究將階數設定為 180，主要目的為在離線資料分析中有效抑制高頻雜訊，並保留脈搏訊號主要低頻波形特徵，以利後續比較不同感測器結構下之輸出訊號表現。由於本文之濾波處理主要用於實驗後之訊號後處理與特徵擷取，並非作為即時穿戴式量測系統之線上運算設定，因此階數選擇著重於訊號平滑效果與波形特徵保留之平衡。取樣頻率 F_s 則為示波器輸出資料每秒所包含之取樣點數，決定離散訊號在時間上的解析度。本研究之取樣頻率為 1000 Hz，亦即相鄰兩筆資料點之時間間隔為 1 ms。

在頻率範圍設定方面，通帶邊緣頻率 F_p 代表濾波器欲保留之主要訊號頻率上限。如圖 3-1 所示，低於 $F_p = 20$ Hz 之頻率範圍為通帶，該範圍內之訊號成分可在較小衰減下通過濾波器，以保留壓電訊號之主要波形特徵。當頻率高於通帶範圍後，濾波器響應進入過渡區並逐漸衰減，最後於阻帶中對高頻成分形成明顯抑制。由於本研究之下壓測試與脈搏相關訊號皆屬低頻變化訊號，因此將 F_p 設定為 20 Hz，可在保留主要峰值與波形變化的同時，降低高頻雜訊對峰值判定之影響。

A_p 為通帶允許起伏範圍，用以限制通帶內訊號通過濾波器後之幅值變動。理想低通濾波器在通帶內應完全保留訊號幅值，但實際數位濾波器在設計時，通帶內仍可能存在些微增益起伏，使通帶內不同頻率成分受到些微放大或衰減。如圖 3-1 右上角局部放大圖顯示，本文將 A_p 設定為 0.01 dB，以降低主要低頻訊號因濾波器

增益變化所造成之峰值誤差，以維持通帶內主要訊號幅值之穩定性。

A_{st} 則為阻帶抑制量，用以描述高頻雜訊成分被削弱的程度。如圖 3-1 所示，阻帶區域之衰減量可達 60 dB，由於輸出振幅與輸入振幅之比值 A_{ratio} 與分貝值之關係可表示為 $20\log_{10}(A_{ratio})$ ，因此訊號振幅將衰減至原始值的 1/1000。因此，位於阻帶內的高頻雜訊成分經過濾波後將被大幅抑制，有助於降低其對量測結果之影響。

此外，圖 3-1 中阻帶區域可觀察到抑制量存在明顯波動，此現象主要源自有限長度 FIR 濾波器之設計特性。由於濾波器階數有限，無法實現理想低通濾波器於頻率響應中的垂直截止特性，因此在阻帶內會產生漣波(ripple)現象，使不同頻率成分之衰減量略有差異。此類波動為 FIR 濾波器設計中的正常現象，只要其最大值仍低於所設定之阻帶抑制規格，即可視為符合設計要求。綜合上述設定，本文之 FIR 低通濾波器主要目的為保留壓電訊號之低頻主要波形，同時降低高頻雜訊與瞬間擾動對後續平均峰值與平均響應時間差計算之影響。

表 3-1 FIR 參數設定

FIR 濾波參數	設定值	備註
N	180	濾波器階數
F_s	1000	取樣頻率 (Hz)
F_p	20	通帶邊緣頻率 (Hz)
A_p	0.01	通帶允許起伏 (dB)
A_{st}	60	阻帶抑制量 (dB)

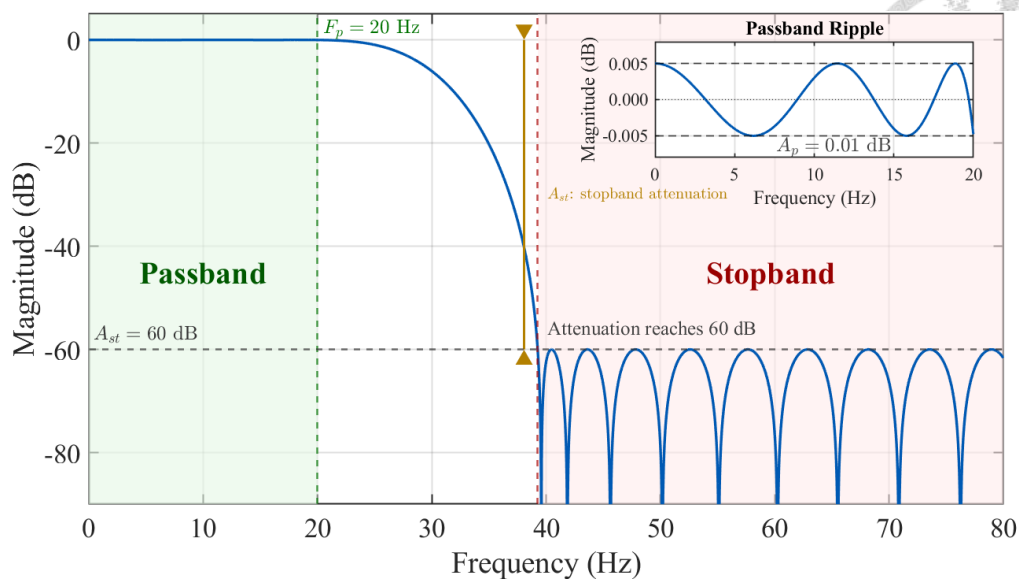


圖 3-1 FIR 低通濾波器之頻率響應圖

圖 3-2 為原始訊號經 FIR 低通濾波前後之波形比較。由圖中可看出，濾波後訊號相較於原始訊號更為平滑，原始訊號中較小幅度之高頻擾動受到抑制。同時，訊號主要峰值、谷值與整體波形趨勢仍與原始訊號相近，顯示此濾波設定可在降低高頻雜訊影響的同時，保留壓電訊號之主要特徵。因此，後續實驗分析皆以濾波後訊號作為平均峰值與平均響應時間差計算之依據，以提高不同測試條件間比較之一致性。

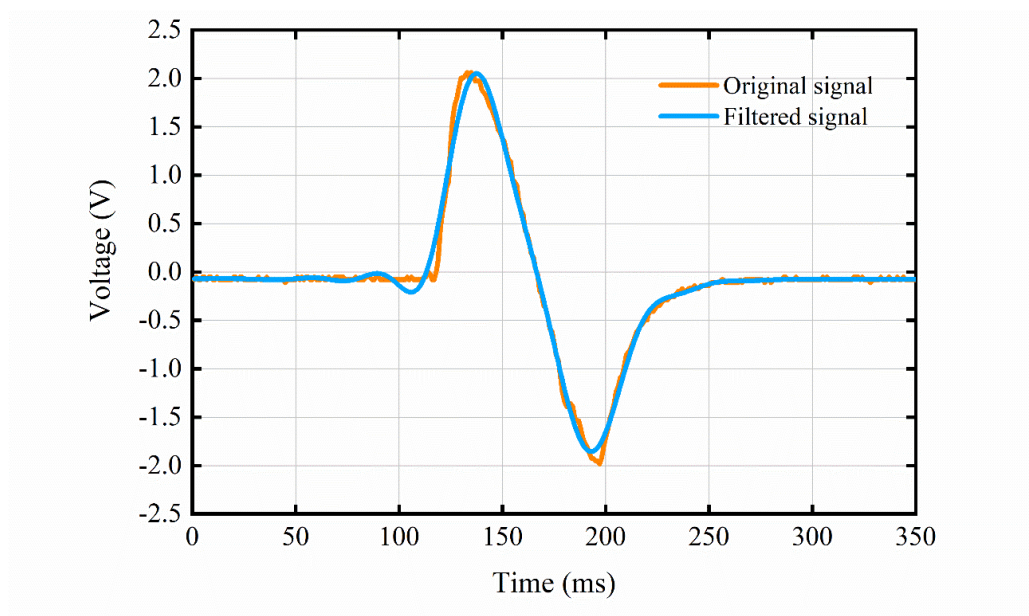


圖 3-2 FIR 濾波前後波形比較圖



3.1.2 峰值與時間響應分析指標定義

完成上述 FIR 低通濾波處理後，本文以濾波後之電壓訊號進行後續特徵擷取與比較分析。在後續感測器實驗中，主要以平均峰值與平均響應時間差作為訊號特性之評估指標。其中，平均峰值用於比較不同結構或測試條件下之輸出電壓大小，平均響應時間差則用於評估不同量測位置或測試條件下，訊號峰值出現時間是否具有的一致性。為使後續實驗結果之描述與討論更為明確，以下針對單次量測時間、平均峰值與平均響應時間差之定義進行說明。

首先，單次量測時間是指示波器於一次測試中連續擷取訊號之總時間。本文實驗主要以 30 s 作為單次量測時間，並於該時間範圍內擷取多個連續輸出波形。選用 30 s 作為主要量測時間是考量需取得足夠數量之週期性波形，以降低單一波形異常、瞬間雜訊或接觸狀態微小變化對平均結果之影響。同時也需避免量測時間過長而使示波器取樣間隔增加，降低波形時間解析度。因此，本文以 30 s 作為實驗主要之單次量測時間，在資料數量與時間解析度之間取得平衡。

平均峰值是指在單次量測時間內，各輸出波形峰值取平均後所得之數值。由於壓電感測器在連續下壓測試中會產生多個週期性輸出波形，單一波形峰值可能受到瞬間接觸狀態、雜訊或微小施力差異影響，因此本文以單次量測時間內各波形峰值之平均值作為輸出訊號強度之比較依據。此數值可用於評估不同支撐結構、探頭設計或接線方式對輸出電壓大小之影響。

響應時間是指單一輸出波形由起始點至峰值點所需之時間。由於 FIR 低通濾波會依據鄰近時間點之訊號對波形進行平滑處理，因此在原始訊號快速變化或具有明顯轉折之區域，濾波後波形於主要峰值前會形成一局部低谷。脈搏波分析中，波形上升時間 (upstroke time) 常用於描述脈搏波由最低點上升至峰值所需之時間，Maruhashi 等人[16]亦將 upstroke time 定義為脈搏波由最低點 (nadir) 至峰值 (peak) 之時間。參考此概念，本文將主要峰值前之最近低谷定義為訊號起始點，如圖 3-3 所示，並以該點至峰值點之時間差作為響應時間。

為比較不同量測位置或測試條件下訊號峰值出現時間之一致性，本文進一步計算平均響應時間差。其計算方式為先取得各測試條件於單次量測時間內多個波形之平均響應時間，再與指定基準條件之平均響應時間相減並取絕對值。平均響應時間差越小，表示兩種測試條件下之波形峰值出現時間越接近；若平均響應時間差較大，則代表量測位置、接觸狀態或結構條件改變時，可能造成峰值出現時間偏移，進而影響後續脈搏波形之比較。

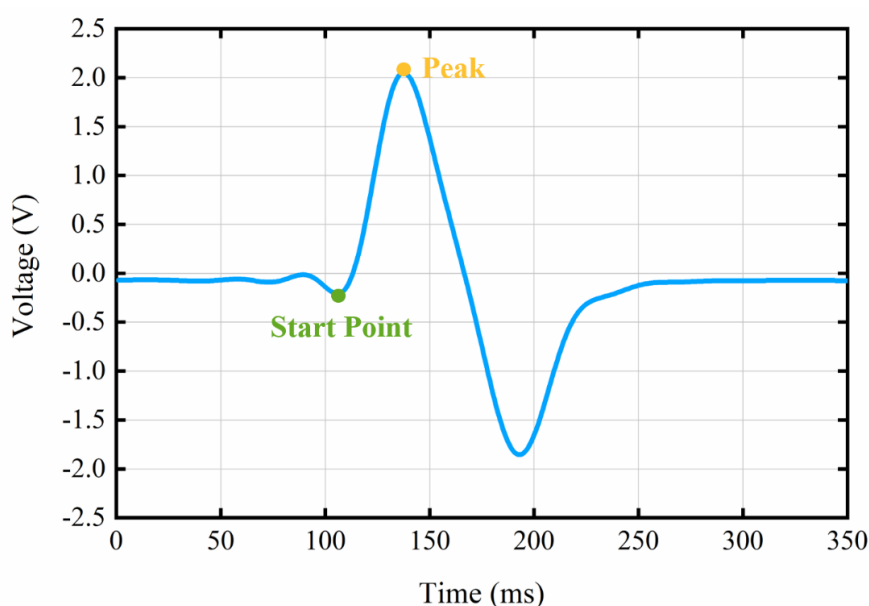


圖 3-3 濾波後訊號之起始點與峰值點示意圖

由於本研究示波器輸出資料之取樣時間間隔為 1 ms，因此單一波形峰值時間之判定解析度約為 1 ms。雖然本文以單次量測時間內多個波形之響應時間進行平均後再計算差值，使平均響應時間差可能出現小於 1 ms 之結果，但該數值為多週期平均後之相對趨勢，而非單次波形可達到低於 1 ms 之時間解析度。基於取樣解析度與量測誤差之考量，本文以 2 ms 作為平均響應時間差之參考值，用以判斷不同量測條件間之時間響應是否具有明顯差異。當平均響應時間差低於 2 ms 時，表示該條件下之時間響應變化仍在可接受範圍內。若高於 2 ms，則表示測試條件改變可能對波形峰值時間造成較明顯影響。



3.2 支撐結構設計

支撐條件會直接影響圓形壓電元件受壓時之彎曲變形模式，進而改變壓電陶瓷層所產生之電壓輸出。因此，本節首先針對不同支撐結構進行設計與比較，以評估支撐位置、支撐面積與固定方式對輸出峰值及時間響應之影響。

本研究所使用之圓形壓電元件為思威特公司所製造之黃銅基板與壓電陶瓷複合圓片，型號為 3BA10007F100H07PE0AA，其結構與尺寸如圖 3-4 所示。壓電陶瓷片貼附於黃銅基板上，黃銅基板除作為支撐層外，亦可作為其中一側電極。黃銅層直徑為 10 mm，中央壓電陶瓷層直徑為 7 mm，兩層厚度皆為 0.07 mm，並於壓電陶瓷外表面鍍有銀層作為電極面。由於黃銅層直徑大於壓電陶瓷層直徑，因此外圈黃銅區域可作為後續支撐與夾持設計之主要接觸位置。

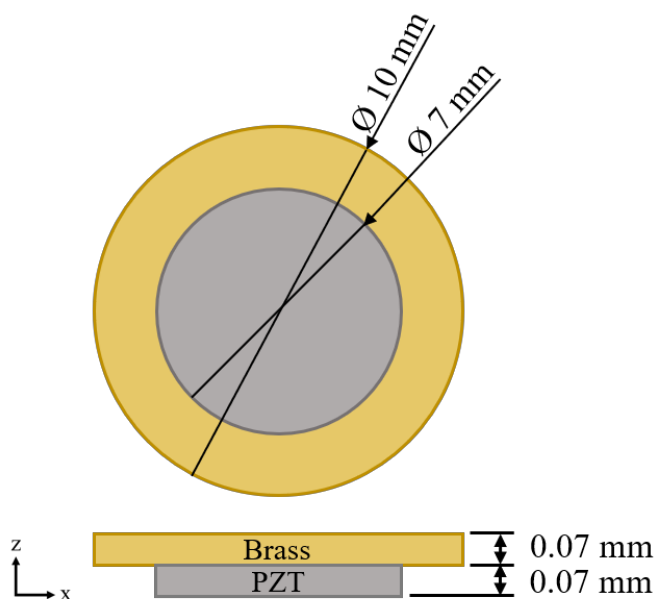


圖 3-4 圓形壓電元件尺寸示意圖(黃銅層厚度 0.07 mm)

為了比較不同支撐條件對圓形壓電感測元件輸出訊號之影響，本研究設計五種支撐方式，並以 3D 列印方式製作出可以安裝於壓電感測器測試平台上的支撐基座，如圖 3-5 所示。五種支撐形式分別為：(a) EVA 泡棉支撐、(b) 環形支撐、(c) 內環支撐、(d) 三點支撐，以及(e) 四點支撐。



各支撐基座之外框尺寸皆為 35 mm × 35 mm，外圓凹槽與兩側螺絲孔用於固定上蓋與橡膠探頭。中央圓形區域直徑為 10 mm，作為圓形壓電元件之放置位置。下方長方形開孔則提供壓電元件導線穿出，以連接至示波器進行訊號量測。中央安裝區域之深度為 2.6 mm，避免導線焊接處受到擠壓，以及使壓電元件於受壓時具有足夠的垂直變形空間。在此五種支撐設計中，圓形壓電元件皆直接放置於支撐結構上，元件上方則與橡膠探頭接觸，如圖 3-6 所示，主要用於比較下方支撐位置與接觸面積對輸出訊號之影響。後續另有設計夾持式固定結構，透過夾持上蓋對壓電元件邊緣進行夾持固定。

五種支撐基座主要差異在支撐位置、支撐方式與接觸面積。EVA 泡棉支撐利用彈性材料提供較大面積且具緩衝性的支撐，作為柔性支撐條件下之比較組。環形支撐於壓電元件外圍形成連續支撐，可提高支撐穩定性，並保留中央區域的變形空間。內環支撐則將支撐位置向內側移動，使支撐區域更接近壓電陶瓷層邊界，用以觀察支撐位置改變對壓電元件彎曲變形與輸出訊號之影響。三點支撐與四點支撐以離散接觸點取代連續支撐，藉由減少支撐接觸面積，使壓電元件在受壓時具有較大的變形空間，並觀察其是否有助於提高輸出訊號峰值，並進一步比較支撐點數對訊號峰值與穩定性的影響。

在支撐高度方面，環形支撐、內環支撐、三點支撐與四點支撐之支撐面距離基座底部皆為 2 mm，而 EVA 泡棉支撐所使用的泡棉厚度亦為 2 mm。幾何尺寸方面，環形支撐、三點支撐與四點支撐之支撐寬度皆為 0.55 mm，內環的支撐寬度為 0.8 mm，內圈直徑為 7.4 mm。

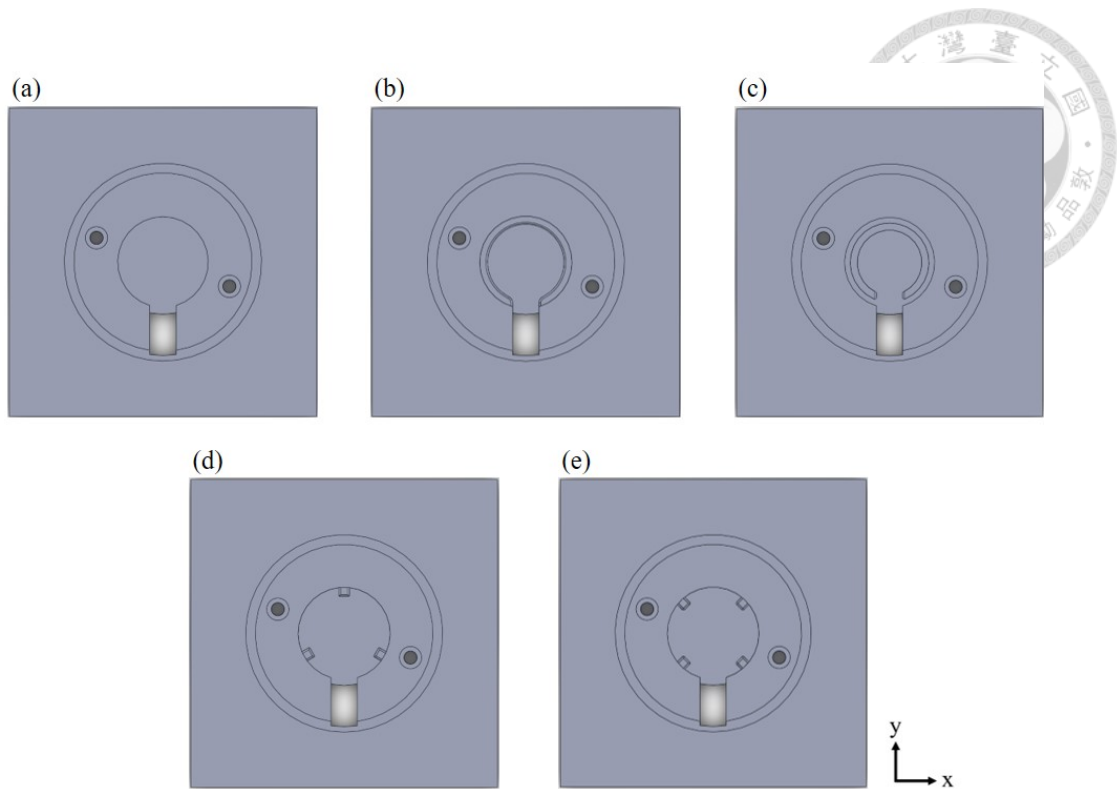


圖 3-5 五種圓形壓電感測元件支撐基座設計示意圖

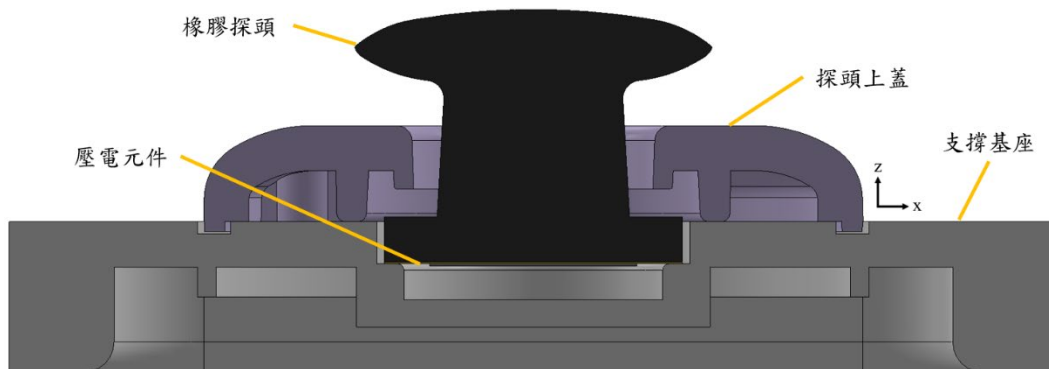


圖 3-6 環形支撐基座、壓電元件與橡膠探頭組裝剖面圖

接著將五種支撐方式分別置於壓電感測器測試平台上進行測試。測試過程中皆使用同一片電容值為 11.71 nF 的圓形壓電元件，下壓頭之下壓頻率設定為每分鐘約 85 次，用以模擬接近一般靜止狀態下之脈搏頻率，每組量測時間為 30 s。下壓位置分為探頭中心及偏離中心 4 mm 的邊緣位置，以觀察不同支撐結構在下壓位置改變時之訊號穩定性。表 3-2 為五種支撐結構於探頭中心與邊緣位置下壓時之平均峰值、平均響應時間與平均響應時間差。由結果可知，EVA 泡棉支撐於中心與邊緣位置之平均峰值分別為 0.795 V 與 0.726 V ，兩者差異較小，但整體輸出峰

值偏低，顯示其材料特性可能吸收部分外部下壓力，使傳遞至壓電元件之有效受力降低。內環支撐於中心位置之平均峰值為 1.330 V，但邊緣位置僅為 0.118 V，中心與邊緣輸出差異明顯，當下壓位置偏離中心時，可能因支撐區域過於接近壓電陶瓷主要變形區域，使壓電片之有效彎曲變形受到限制，導致輸出峰值大幅下降。

相較之下，環形支撐、三點支撐與四點支撐在中心下壓時皆具有較高之平均峰值。其中，三點支撐之中心平均峰值最高，環形支撐次之。當下壓位置由中心偏移至邊緣時，三種支撐方式之平均峰值皆下降，但仍可維持一定輸出。其中，環形支撐於邊緣下壓時之峰值約為中心下壓峰值的 30%，三點支撐約為 43%，四點支撐約為 44%，顯示三點支撐與四點支撐在下壓位置偏移時仍能保有較高比例之輸出訊號。平均響應時間差方面，環形支撐為 6.0 ms，略低於其餘支撐方式，顯示環形支撐於中心與邊緣下壓時具有相對較接近之時間響應。

綜合上述結果，EVA 泡棉支撐雖然可降低中心與邊緣輸出差異，但其整體峰值偏低。內環支撐則因邊緣下壓時輸出明顯下降，較不適合作為後續結構比較之支撐方式。因此，後續實驗排除 EVA 泡棉支撐與內環支撐，並選用環形支撐、三點支撐與四點支撐作為後續圓形壓電元件支撐結構之比較對象。

表 3-2 不同支撐結構於探頭中心與邊緣位置之訊號峰值與響應時間

支撐結構與 測試位置	平均峰值 (V)	平均響應時間 (ms)	平均響應時間差 (ms)
EVA 泡棉-中心	0.795	30.8	6.9
EVA 泡棉-邊緣	0.726	37.7	
環形支撐-中心	3.378	37.4	6.0
環形支撐-邊緣	0.980	31.4	
內環支撐-中心	1.330	31.0	6.4
內環支撐-邊緣	0.118	24.6	
三點支撐-中心	3.495	37.4	7.1
三點支撐-邊緣	1.485	30.3	
四點支撐-中心	2.687	37.6	7.2
四點支撐-邊緣	1.182	30.4	

3.3 壓電電容對輸出訊號之影響

為確認圓形壓電元件之電容值是否會影響輸出訊號，本節選用四片不同電容值之圓形壓電元件進行下壓測試，並比較其於不同支撐方式下之平均峰值與平均響應時間差。各壓電元件之電容值使用阻抗分析儀於 120 Hz 下量測所得。由於壓電元件之電容值會受到壓電陶瓷面積、厚度、材料狀態與電極條件影響，因此其可能進一步影響元件在受力時之電荷累積與電壓輸出。然而，實際壓電感測元件之輸出訊號除了與電容值有關外，也會受到結構變形、支撐方式、導線焊接與元件個體差異影響，因此仍需透過實驗確認電容值與輸出特性之關係。

本節使用前一節選出之環形支撐、三點支撐與四點支撐三種支撐方式進行比較，並選用電容值分別為 10.14 nF、11.71 nF、12.16 nF 與 13.32 nF 之圓形壓電元件進行測試。為使不同支撐條件下之輸出差異更易於比較，本節提高下壓條件，使

中心下壓時之輸出峰值維持於較明顯之電壓範圍。實驗中將各壓電元件分別安裝於三種支撐基座上，並以壓電感測器測試平台進行量測。單次量測時間同樣為 30 s，測試位置同樣為探頭中心與距離探頭中心 4 mm 之偏心位置，並計算各組合之平均峰值與平均響應時間。

圖 3-7 為不同支撐方式與壓電元件電容值之平均峰值比較。由圖中可看出，在三種支撐方式下，不同壓電元件之平均峰值皆存在明顯差異。其中，電容值高於 12 nF 之壓電元件具有較高輸出，而 11.71 nF 之壓電元件則在三種支撐方式下皆呈現較低峰值。然而，平均峰值並未隨電容值增加而呈現單調上升或下降趨勢，顯示僅以電容值大小並無法直接預測圓形壓電元件之輸出峰值。

由支撐方式比較可知，三種支撐方式在不同壓電元件下之峰值變化趨勢大致相近，表示元件個體差異會同時反映於各支撐條件中。雖然環形支撐、三點支撐與四點支撐之間仍存在峰值差異，但其差異並未隨電容值呈現固定規律，顯示輸出峰值可能同時受到支撐條件與元件本身特性影響。

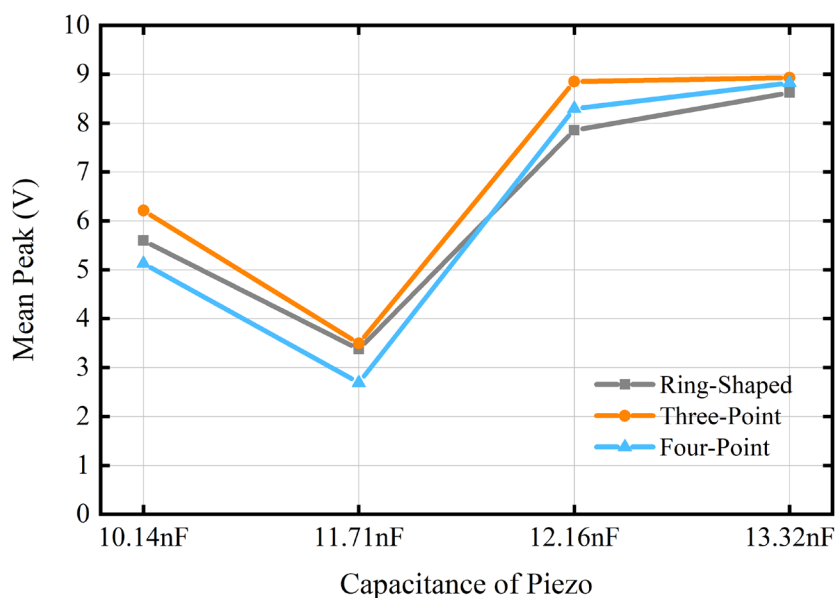


圖 3-7 不同支撐方式與壓電元件電容值之平均峰值

圖 3-8 為不同支撐方式下，圓形壓電元件電容值與平均響應時間差之比較，圖中綠色水平線為 2 ms 參考線。由圖中可看出，平均響應時間差同樣未隨電容值增加而呈現明確上升或下降趨勢，表示電容值大小並非影響時間響應一致性的主要單一因素。整體而言，三種支撐方式之平均響應時間差多高於 2 ms 參考值，顯示當下壓位置由中心偏移至距離中心 4 mm 處時，不同支撐條件下皆可能造成峰值出現時間差異。其中，環形支撐於多數電容值下之平均響應時間差相對較低，顯示其中心與偏心下壓時之時間響應較為接近。三點支撐與四點支撐則在部分壓電元件下出現較大的時間差變化，可能與離散支撐點造成之局部受力差異有關。

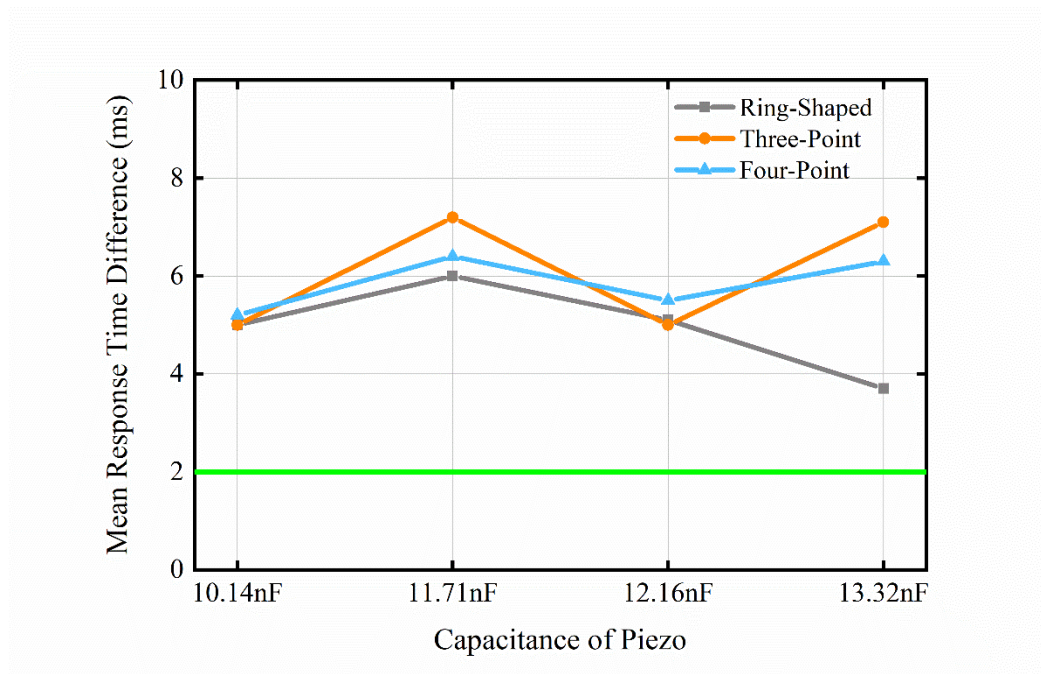


圖 3-8 不同支撐方式與壓電元件電容值之平均響應時間差

綜合圖 3-7 與圖 3-8 之結果可知，圓形壓電元件之平均峰值與平均響應時間差並未與 120 Hz 下量測所得之電容值呈現明顯對應關係。雖然部分高電容值元件具有較高平均峰值，但整體結果並未呈現隨電容值增加而穩定上升之趨勢，顯示電容值大小無法單獨作為判斷圓形壓電元件輸出峰值或時間響應穩定性之依據。造成此現象之原因可能與壓電元件之個體差異有關。即使各元件屬於相同規格，實際製程中仍可能因壓電陶瓷厚度、黃銅基板厚度、黏著層狀態、陶瓷與基板同心度、

電極面積、銀電極表面狀態、導線焊點位置以及保護膠覆蓋情形等因素產生差異，使其在相同支撐與下壓條件下仍呈現不同之受力變形與電荷輸出表現。因此，電容值可作為壓電元件電性特徵之一，但不足以單獨代表其受力後之輸出特性。後續分析仍需綜合考量上述因素對量測結果之影響。

在三種支撐方式中，環形支撐、三點支撐與四點支撐之輸出峰值表現相近，但環形支撐之平均響應時間差整體相對較小，表示其中心與偏心下壓時之時間響應較為接近。相較於三點與四點等離散支撐形式，環形支撐可沿圓形壓電元件外圈提供連續且對稱之支撐邊界，較能降低單一支撐點因 3D 列印尺寸、表面粗糙度或高度差異所造成的接觸不均問題，並有助於元件安裝時維持同心與水平狀態。因此，本研究後續選用環形支撐作為圓形壓電元件之主要支撐配置。

為進一步確認環形支撐條件下壓電元件電容值與輸出訊號之關係，本節選用十二片不同電容值之圓形壓電元件進行測試。各元件之電容值同樣使用阻抗分析儀於 120 Hz 下量測所得，並皆採用環形支撐作為固定條件。實驗方式與前述電容值比較測試相同，單次量測時間 30 s，測試位置分別為探頭中心與距離探頭中心 4 mm 之偏心位置並計算平均峰值與平均響應時間差。

圖 3-9 為環形支撐下不同電容值壓電元件之平均峰值比較。由圖中可看出，不同壓電元件之平均峰值仍存在明顯差異，其中電容值高於 12 nF 之元件整體具有較高之輸出峰值區間。相較之下，電容值約 10 nF 至 11 nF 區間之元件峰值多介於 5 V 至 8 V 之間，而 11.71 nF 元件則呈現較低輸出。然而，整體結果並未呈現平均峰值隨電容值增加而上升之趨勢。

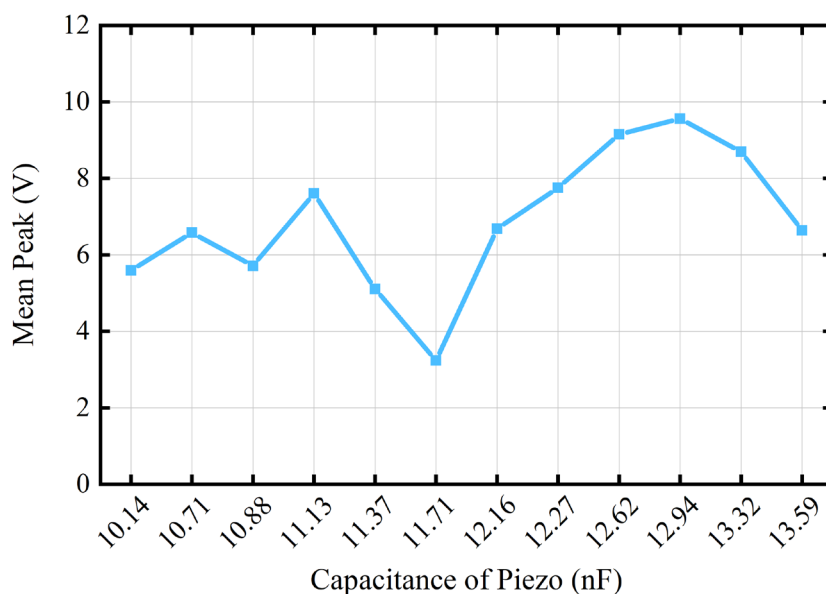
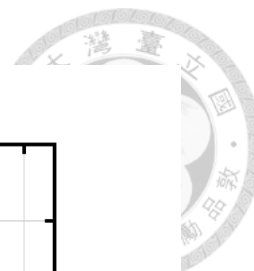


圖 3-9 環形支撐下不同電容值之平均峰值

圖 3-10 為環形支撐下不同電容值壓電元件之平均響應時間差比較。由圖中可看出，平均響應時間差同樣未隨電容值增加而呈現固定變化趨勢，顯示電容值大小與時間響應一致性之間並無明確對應關係，時間響應穩定性仍可能受到元件個體差異、接觸狀態與局部結構差異影響。

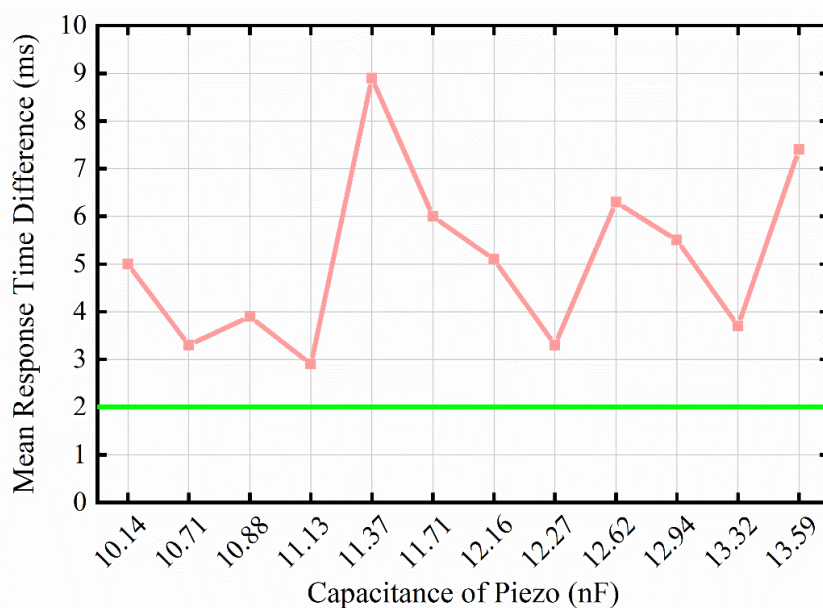


圖 3-10 環形支撐下不同電容值之平均響應時間差

綜合圖 3-9 與圖 3-10 可知，在環形支撐條件下，電容值高於 12 nF 之壓電元件整體呈現較高平均峰值與較小平均響應時間差之傾向，但此趨勢並非完全一致，且平均峰值與平均響應時間差皆未與電容值呈現明確單調關係。因此，電容值可作為篩選圓形壓電元件時的參考特徵之一，但仍不足以單獨判斷元件之輸出表現。實際輸出訊號可能同時受到壓電陶瓷厚度、黏著層狀態、電極面積、黃銅基板厚度、導線焊點與保護膠大小等因素影響，使不同元件即使具有相近電容值，仍可能表現出不同的峰值與時間響應。

3.4 探頭硬度對量測穩定性之影響

前述實驗主要以環形支撐方式固定圓形壓電元件，然而單純由下方支撐壓電片時，元件於量測過程中仍可能受到安裝位置、固定狀態與探頭接觸條件影響。為提高壓電片於量測過程中之固定穩定性，本節在環形支撐基礎上進一步加入上蓋與夾持結構，使圓形壓電元件外圈可被固定於支撐座中，形成環形夾持配置，如圖 3-11 所示。此設計可降低壓電元件於下壓過程中產生滑移或翹起之可能性，並使後續測試能在較穩定的固定條件下進行。

在環形夾持配置中，除外圈夾持結構外，亦進一步設計雙層接觸探頭，以配合後續皮膚接觸與壓電片受力傳遞之需求。探頭上層採用較柔軟之橡膠材料，作為與皮膚接觸之表面，可降低硬質結構直接接觸皮膚所造成的不適，並提升探頭與皮膚之貼合性。下層則採用剛性較高之 PLA 結構，作為與壓電片接觸之傳力層，使外力能較集中且穩定地傳遞至壓電元件。此雙層設計使探頭同時兼顧皮膚接觸舒適性與壓電片受力傳遞效果。本節所使用之接觸探頭與壓電片接觸面直徑為 6 mm，並於探頭上蓋與外殼間保留 0.3 mm 之限位間隙，用以控制下壓位移，避免壓電元件受到過大的變形。

為探討探頭上層硬度對輸出訊號與量測穩定性之影響，本節分別選用 Shore A 硬度為 30 HA 與 50 HA 之橡膠材料作為探頭上半部，並維持下層 PLA 結構、環形夾持座、接觸面直徑與限位間隙相同。實驗共選用十一片不同電容值之圓形壓電元

件進行測試。測試方式與前述電容值比較相同，單次量測時間 30 s，測試位置分別為探頭中心與距離探頭中心 4 mm 之偏心位置，並計算平均峰值與平均響應時間差。

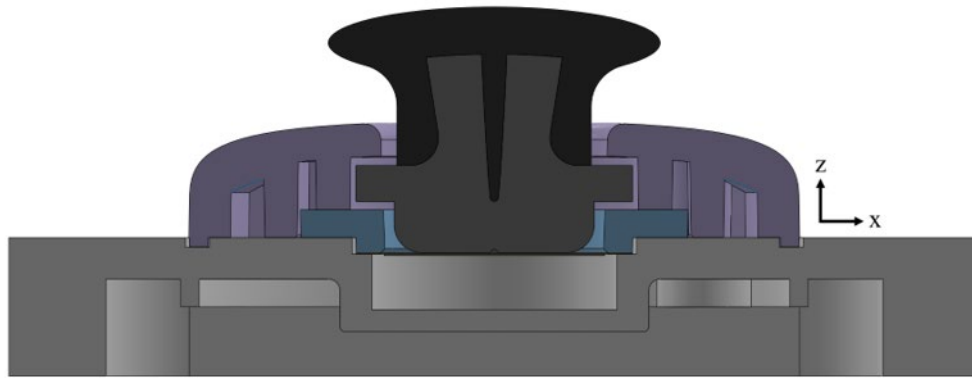


圖 3-11 環形夾持基座剖面圖

圖 3-12 為不同硬度探頭於不同電容值壓電元件下之平均峰值比較。由圖中可看出，50 HA 探頭在部分壓電元件下可產生較高之平均峰值，顯示較硬之上層材料可使外力較直接地傳遞至下層 PLA 與壓電元件，使壓電片產生較明顯之彎曲變形。然而，50 HA 探頭之峰值變化幅度較大，不同壓電元件間之輸出差異較明顯。相較之下，30 HA 探頭之平均峰值雖整體較不容易出現高峰值，但各電容元件間之變化較平緩，顯示較軟之上層材料可在下壓接觸時提供一定緩衝，使外力傳遞較為平順，降低局部接觸差異對峰值輸出之影響。

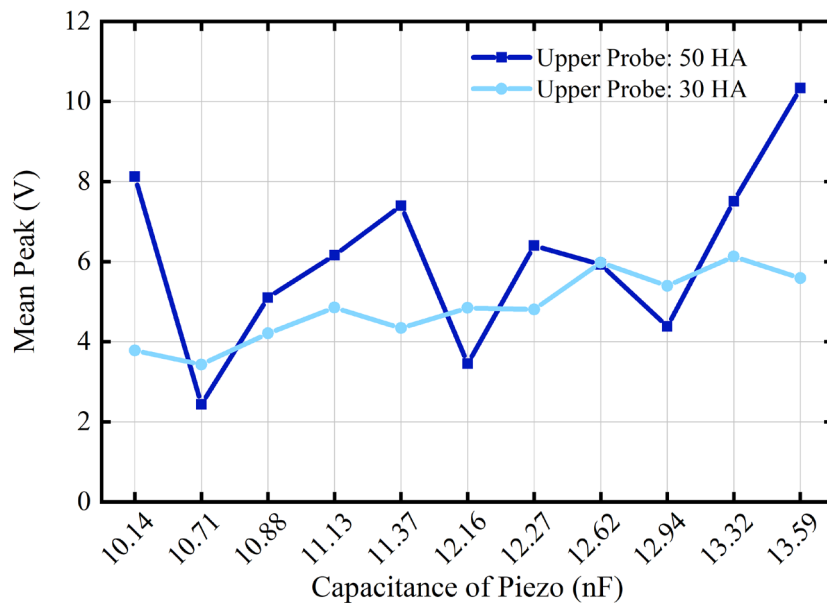
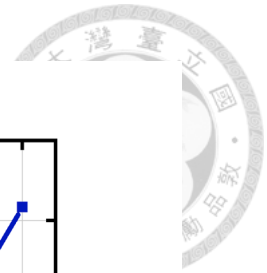


圖 3-12 不同硬度探頭於不同壓電元件電容值之平均峰值

圖 3-13 為不同硬度探頭於不同電容值壓電元件下之平均響應時間差比較。由圖中可看出，30 HA 探頭之平均響應時間差多數低於 2 ms 參考值，表示中心下壓與偏心下壓之峰值出現時間較為接近，時間響應變化較小。相較之下，50 HA 探頭在多數電容元件下之平均響應時間差高於 2 ms，且部分測試條件下差異明顯增加，顯示較硬探頭雖可使外力傳遞較直接，但也較容易受到微小接觸位置偏移、局部受力差異或元件安裝狀態影響，導致峰值出現時間變化較大。

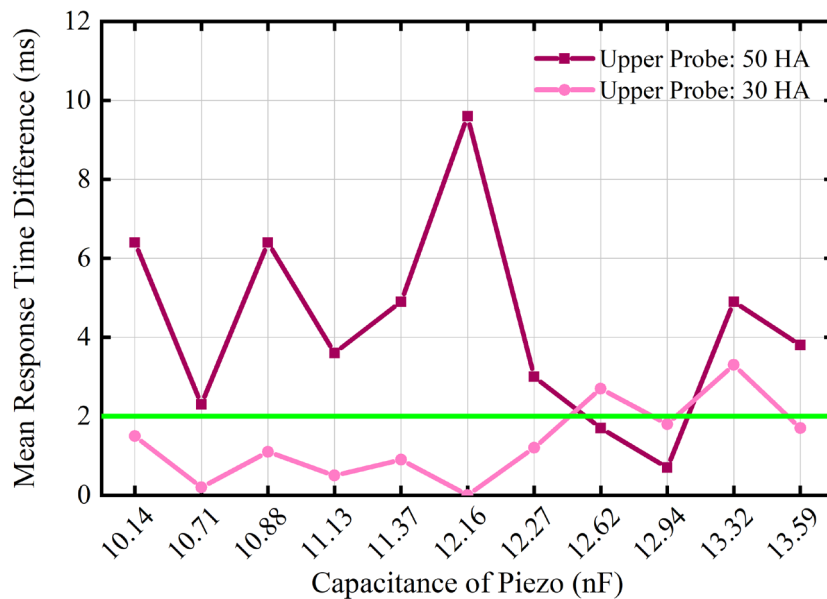


圖 3-13 不同硬度探頭於不同壓電元件電容值之平均響應時間差

造成上述結果的原因可能與探頭上層材料之變形能力有關。30 HA 橡膠材料硬度較低，受壓時可產生較明顯之局部變形，並可緩和接觸瞬間造成的局部衝擊與受力集中。此特性有助於降低下壓位置偏移時的受力差異，使不同位置量測所得之響應時間較為接近。而 50 HA 橡膠材料硬度較高，受壓變形較小，因此外力傳遞較直接，可能產生較高輸出峰值，但當下壓位置或接觸角度稍有差異時，局部受力狀態也較容易改變，使平均峰值與響應時間差之變化較大。

綜合圖 3-12 與圖 3-13 之結果可知，探頭上層硬度會同時影響輸出峰值與時間響應穩定性。50 HA 探頭具有較直接之力傳遞效果，因此在部分測試條件下可提高平均峰值。然而其平均響應時間差較大，顯示量測穩定性較容易受到接觸位置與元件個體差異影響。30 HA 探頭雖然輸出峰值較為平緩，但其平均響應時間差整體較小，表示其在下壓位置改變時具有較穩定之時間響應。因此，若以後續脈搏波形量測之穩定性作為主要考量，30 HA 上層探頭較適合作為後續接觸探頭設計之配置。



3.5 重複載入與預壓條件下之穩定性分析

3.5.1 自製感測器基座下之雙層探頭重複載入分析

為確認圓形壓電元件於長時間重複受壓後之訊號穩定性，本節進一步進行重複載入實驗，觀察壓電元件在多次下壓後，其電容值、平均峰值與平均響應時間差是否產生明顯變化。由於壓電感測器於實際脈搏量測時會長時間受到週期性壓力作用，若元件或接觸結構在重複受壓後產生輸出衰減或時間響應變化，將可能影響後續訊號判讀與量測可靠性。因此，本節以固定下壓方式模擬重複載入條件，評估圓形壓電元件於多次受壓後之輸出穩定性。

本節使用電容值為 10.92 nF 之圓形壓電元件，並採用前述環形夾持結構固定壓電片。探頭則使用前述之雙層接觸探頭，其上層為 Shore A 硬度 30 HA 之較軟橡膠材料，下層為 PLA 結構。本次實驗先以較大之下壓力進行測試，以更明顯觀察重複受壓後可能產生之峰值衰減與時間響應變化。實驗中將連續下壓位置對準探頭中心，並以每 5000 次下壓作為一個量測間隔。每完成 5000 次下壓後，即進行一次量測，擷取該段訊號內之連續輸出波形，並計算平均峰值與平均響應時間差，測試方式與前一節相同。此外，為觀察壓電元件本身電性是否隨重複載入而改變，本節於各量測間隔完成後，將圓形壓電元件自環形夾持結構中取下，並使用阻抗分析儀量測其於 120 Hz 下之電容值。量測完成後，再將壓電元件重新安裝回環形夾持結構中，並維持相同之裝配狀態，接續進行下一階段之重複下壓測試。

圖 3-14 為壓電元件電容值隨下壓次數之變化。由圖中可看出，隨著下壓次數由 0 次增加至 45000 次，壓電片電容值大致維持在 10.9 nF 至 11.4 nF 之間，最大變化幅度約為 0.5 nF，約佔初始電容值的 4%。整體而言，電容值變化幅度不大，且未呈現隨下壓次數增加而持續下降之趨勢。此結果表示，在本節重複載入條件下，壓電元件之基本電性並未因多次下壓而產生明顯劣化，亦即輸出訊號變化並非主要來自壓電片電容值的顯著衰退。

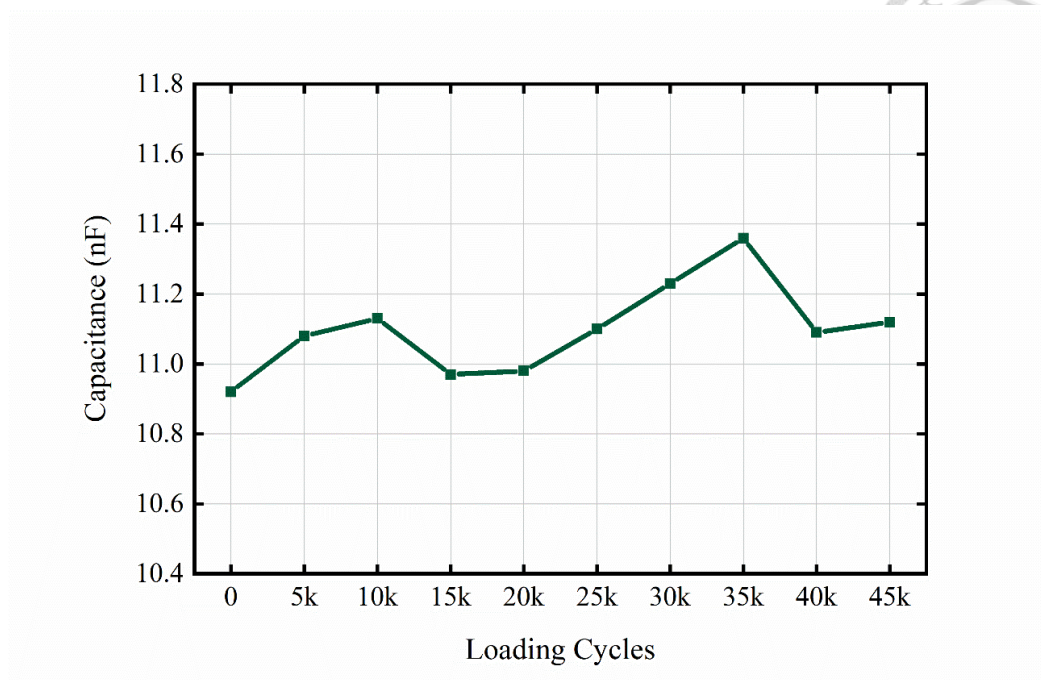


圖 3-14 電容值(120 Hz)隨下壓次數之變化

圖 3-15 為中心下壓平均峰值隨下壓次數之變化。由圖中可看出，平均峰值在 0 次至 20000 次下壓期間約維持在 4.5 V 至 5.0 V 之間，表示初期重複載入並未造成明顯輸出衰減。然而，當下壓次數增加至 25000 次後，平均峰值明顯下降至約 2.8 V，相較於初始峰值，其下降幅度約為 37%，並於後續量測中維持在較低範圍內。此結果顯示，雖然壓電元件之電容值未發生明顯變化，但重複下壓仍可能改變壓電片與探頭之接觸狀態、探頭材料表面狀態或元件於夾持結構中的預壓條件，使壓電片受力後之有效彎曲變形降低，進而造成輸出峰值下降。

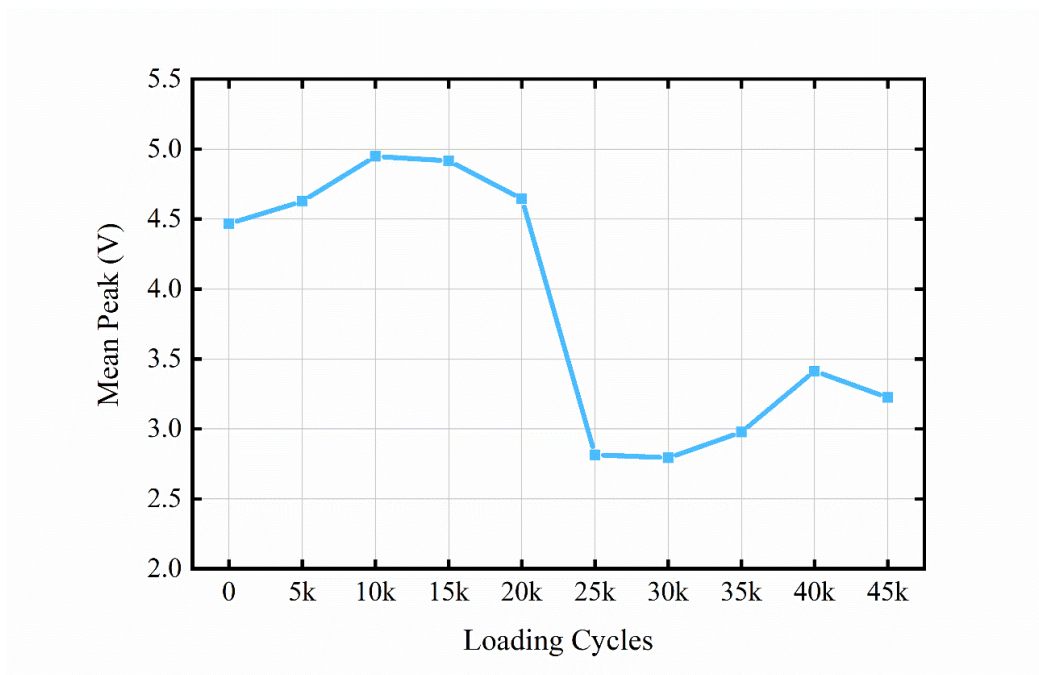


圖 3-15 中心點平均峰值隨下壓次數之變化

圖 3-16 為平均響應時間差隨下壓次數之變化。由圖中可看出，在 0 次至 20000 次下壓期間，平均響應時間差皆低於 2 ms 參考值，顯示中心下壓與偏心下壓之時間響應仍維持相對一致。然而，當下壓次數增加至 25000 次後，平均響應時間差開始明顯上升，並於 30000 次附近達到最高值 8.8 ms，之後雖有下降，但仍多數高於前期結果。此現象表示，重複載入後，壓電感測器對不同下壓位置之時間響應一致性降低，可能與探頭接觸面磨耗、橡膠材料受壓後之形變累積、壓電片安裝狀態改變或局部預壓條件變化有關。

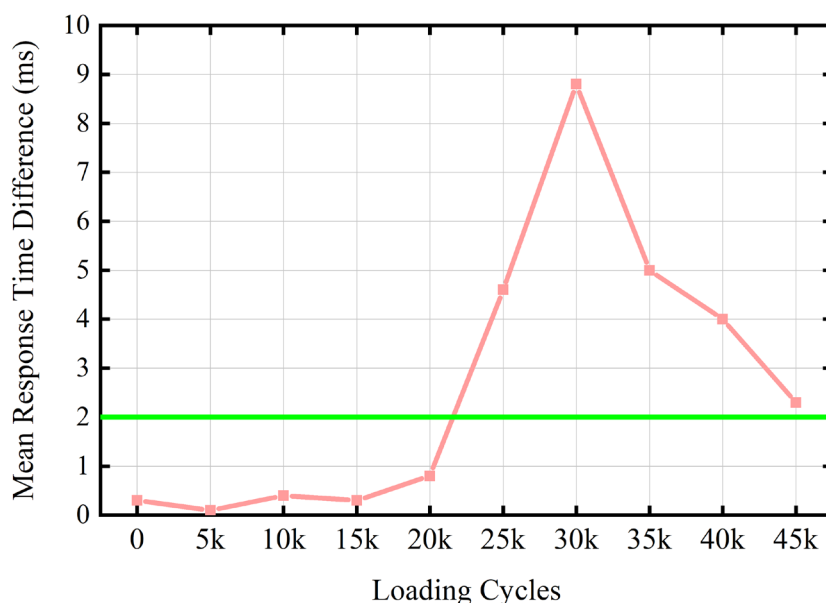
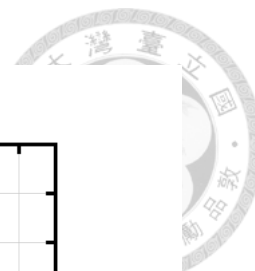


圖 3-16 平均響應時間差隨下壓次數之變化

綜合上述結果可知，在本節重複載入條件下，圓形壓電元件之電容值並未隨下壓次數增加而產生明顯衰退，表示壓電片本身之電性仍大致維持穩定。然而，平均峰值與平均響應時間差在約 20000 次至 25000 次下壓後開始出現明顯變化，顯示輸出訊號衰減與時間響應差異增加並非主要來自電容值變化，而較可能與長時間重複受壓後之機械接觸條件改變有關。

此外，本次實驗為加速觀察重複載入對感測器輸出穩定性之影響，採用較實際脈搏量測更高之下壓條件，使初始輸出峰值約為 5 V。因此，測試過程中探頭接觸面、橡膠材料與夾持結構所承受之作用程度較高，可能使探頭接觸面磨耗、橡膠材料形變累積、局部預壓狀態改變，以及拆卸與重新安裝造成之微小位置或夾持狀態差異更加明顯。由此可知，在長時間重複量測條件下，壓電感測器之訊號穩定性除了取決於壓電元件本身電性外，也會受到輸入力大小、探頭材料、接觸狀態與固定結構穩定性影響。

因此，後續實驗將進一步降低下壓條件，使輸出訊號大小更接近實際脈搏量測時之電壓範圍，並評估圓形壓電元件於重複載入下之峰值輸出與時間響應穩定性，

以確認在較接近實際量測條件下感測器輸出是否仍會產生明顯衰減或時間響應變化。

為模擬感測器實際配戴於手腕時，綁帶與皮膚接觸可能對探頭產生之初始壓迫，於探頭上方加入矽膠片作為預壓覆蓋層，並進行長時間重複下壓測試。相較於前述僅由測試平台直接下壓探頭之條件，本節透過矽膠片覆蓋於探頭上方，使探頭在測試開始前即受到一定程度之初始壓迫，用以觀察預壓覆蓋與重複載入共同作用下，感測器輸出峰值與時間響應之變化。

本節所使用之矽膠片厚度為 1 mm，長度為 80 mm，寬度為 35 mm，並由兩側夾持固定，單側夾持長度為 13 mm，如圖 3-17 所示。矽膠片覆蓋於感測器探頭上方，使探頭與下壓端之間形成一層彈性介面，以初步模擬實際配戴時皮膚軟組織與探頭之接觸狀態。實驗中仍採用前述環形夾持結構與雙層接觸探頭，並將下壓位置對準探頭中心進行連續下壓。為使測試條件更接近實際手腕脈搏量測時之輸出範圍，本節調整載台高度，使初始輸出峰值控制於約 0.5 V 以下，用以降低過大下壓變形造成之輸出差異，使測試輸出範圍更接近實際配戴量測時之訊號大小與接觸條件。每完成 5000 次下壓後，即進行一次訊號量測，擷取該段訊號內之連續輸出波形，並計算平均峰值與平均響應時間差，測試方式皆與前述實驗相同。

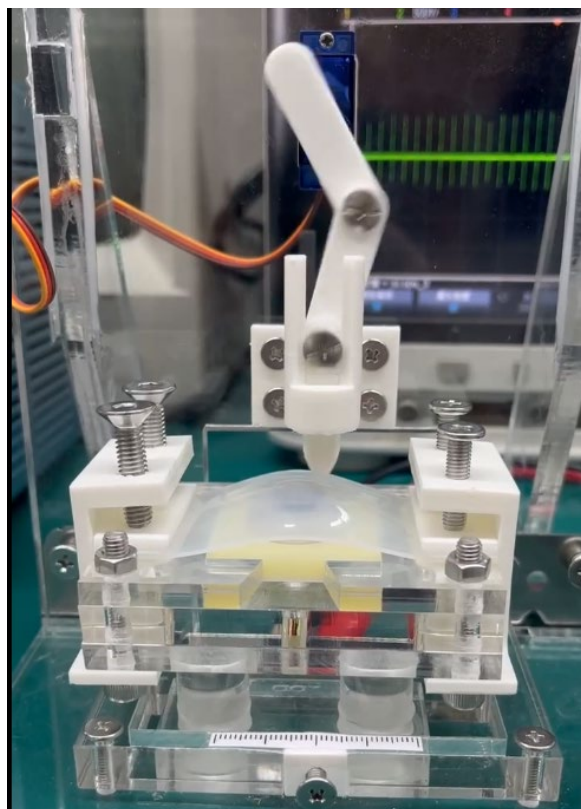


圖 3-17 以矽膠片覆蓋感測器探頭之下壓裝置

圖 3-18 為加入厚度 1 mm 矽膠片預壓後，中心下壓平均峰值隨下壓次數之變化。由圖中可看出，平均峰值隨下壓次數增加呈現逐漸下降趨勢。初期平均峰值約為 0.4 V 至 0.6 V，並於下壓次數增加後逐漸降低。當下壓次數達約 40000 次後，平均峰值下降至約 0.1 V 左右，相較於初始峰值下降約 70%，後續則維持於較低範圍。此結果顯示，在矽膠片預壓覆蓋條件下，長時間重複下壓會使輸出峰值逐漸衰減。

平均峰值下降可能與矽膠片、探頭與壓電片之間的接觸狀態改變有關。由於矽膠片本身具有彈性，在長時間重複受壓後，可能產生局部壓痕、厚度回復不完全或表面貼合狀態改變，使探頭受到的初始壓迫與下壓力傳遞條件逐漸改變。此外，橡膠探頭上層與矽膠片皆為較容易變形之材料，外力作用時部分位移可能被矽膠片與橡膠探頭之變形吸收，使實際傳遞至壓電片的有效下壓變形降低。當壓電片受力後之有效彎曲變形減少時，輸出峰值便會隨之下降。

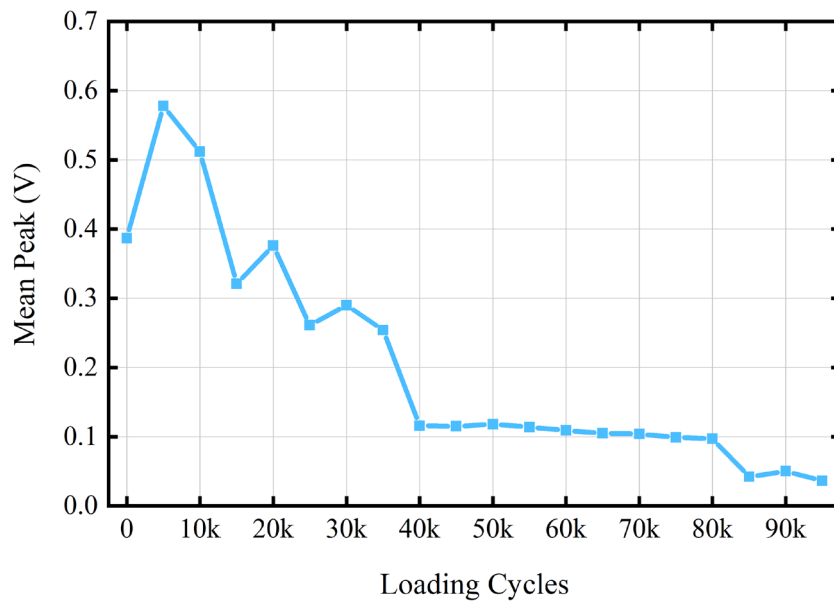
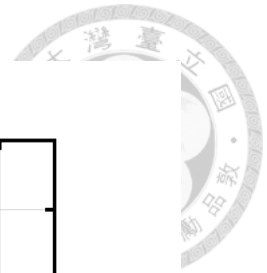


圖 3-18 以厚度 1 mm 矽膠片預壓中心下壓平均峰值隨下壓次數之變化

圖 3-19 為加入厚度 1 mm 矽膠片預壓後，平均響應時間差隨下壓次數之變化。由圖中可看出，平均響應時間差整體皆低於 2 ms 參考值，且未隨下壓次數增加而呈現明顯上升趨勢。此結果表示，在本實驗條件下，加入矽膠片預壓後雖然會造成平均峰值逐漸下降，但中心下壓與偏心下壓之峰值出現時間仍維持相對接近。換言之，此條件下長時間重複受壓對訊號之主要影響表現在輸出峰值衰減，而非時間響應差異增加。

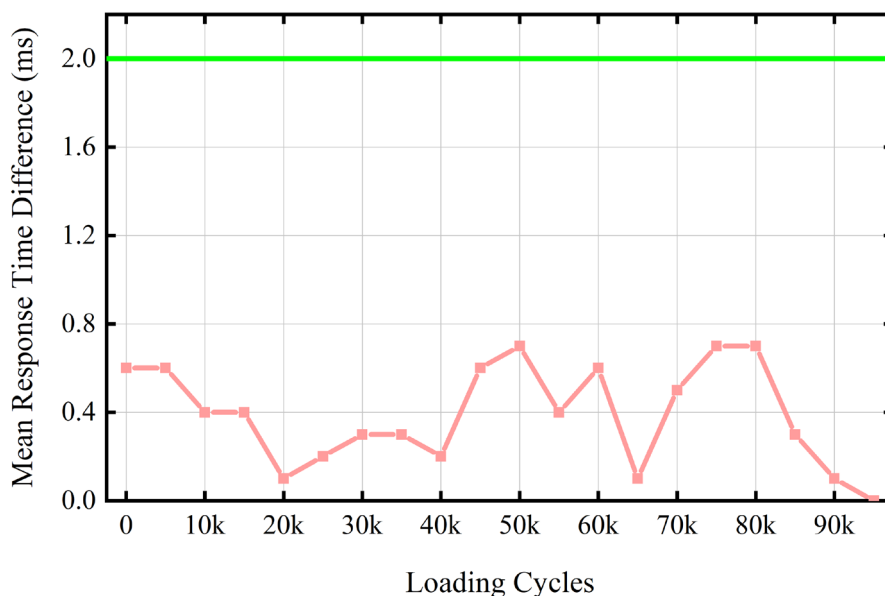
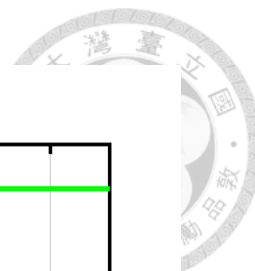


圖 3-19 以厚度 1 mm 矽膠片預壓之平均響應時間差隨下壓次數之變化

綜合圖 3-18 與圖 3-19 之結果可知，矽膠片預壓覆蓋會使感測器在長時間重複下壓過程中出現明顯峰值衰減，但平均響應時間差仍維持於較低範圍。此現象表示，加入矽膠片後，下壓力需先經過矽膠片與探頭再傳遞至壓電片。隨著重複下壓次數增加，矽膠片可能產生局部壓痕或接觸狀態改變，使傳遞至壓電片之有效下壓量逐漸降低，進而造成輸出峰值衰減。而在本測試條件下，此變化並未造成峰值出現時間之明顯偏移。整體而言，長時間重複下壓下之峰值衰減可能受到預壓覆蓋層變形、探頭接觸狀態、壓電片受壓變形程度與固定條件等因素共同影響。

由前述矽膠片預壓覆蓋之重複下壓結果可知，感測器輸出峰值會隨下壓次數增加而逐漸下降。由於此變化主要表現在輸出峰值衰減，而平均響應時間差並未明顯增加，因此推測其可能與壓電片於長時間重複受壓後之機械狀態改變有關，例如壓電片反覆彎曲後之變形能力下降、探頭與壓電片接觸狀態改變，或預壓條件下有效下壓變形逐漸降低。為降低壓電元件於重複下壓過程中之變形程度，並觀察較厚黃銅基板對長時間量測穩定性之影響，本節進一步改用黃銅層厚度為 0.1 mm 之圓形壓電元件進行測試，其餘幾何尺寸與測試條件則維持相同。

圖 3-20 為本節所使用之圓形壓電元件尺寸示意圖。此壓電元件之黃銅層直徑為 10 mm，壓電陶瓷層直徑為 7 mm，壓電陶瓷厚度為 0.07 mm，黃銅層厚度則由前述測試之 0.07 mm 增加至 0.1 mm。由於黃銅層為圓形壓電元件之主要支撐層，增加其厚度可提高整體結構剛性，使壓電片在相同下壓條件下之彎曲變形量降低，進而減少重複下壓過程中壓電元件承受之變形程度。然而，壓電輸出與壓電陶瓷之受力及變形量有關，因此黃銅層厚度增加也可能使輸出峰值降低。

本節實驗同樣於探頭上方覆蓋厚度 1 mm 之矽膠片，以初步模擬實際配戴時皮膚軟組織與探頭之接觸狀態。實驗中將下壓位置對準探頭中心進行連續下壓，並以每 5000 次下壓作為一個量測間隔。每完成 5000 次下壓後，即進行一次訊號量測，擷取該段訊號內之連續輸出波形，並計算中心下壓平均峰值與平均響應時間差，測試方式與前述實驗相同。

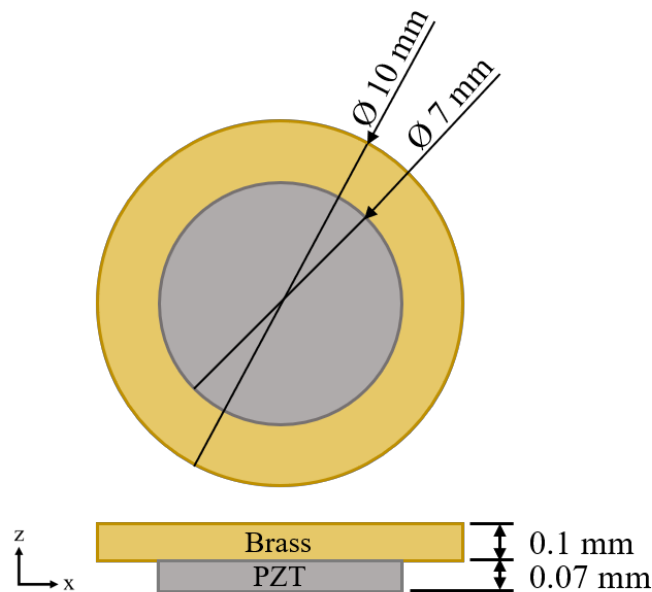


圖 3-20 圓形壓電元件尺寸示意圖(黃銅層厚度 0.1 mm)

圖 3-21 為黃銅層厚度 0.1 mm 之圓形壓電元件在矽膠片預壓覆蓋條件下，中心下壓平均峰值隨下壓次數之變化。隨著下壓次數增加，平均峰值仍呈現逐漸下降趨勢。於 0 次至 15000 次下壓期間，平均峰值大致維持在 0.14 V 左右。當下壓次數增加至 20000 次後，平均峰值開始下降，並於 25000 次後降至約 0.08 V 以下。

後續雖於 35000 次附近略有回升，但整體仍隨下壓次數增加而逐漸降低，至 55000 次時約降至 0.06 V。相較於初始峰值，55000 次下壓後之平均峰值下降幅度約為 57%。此結果顯示，即使增加黃銅層厚度可降低壓電片之初始預壓導致的變形，在長時間預壓與重複下壓條件下，輸出峰值仍會隨下壓次數增加而逐漸衰減。

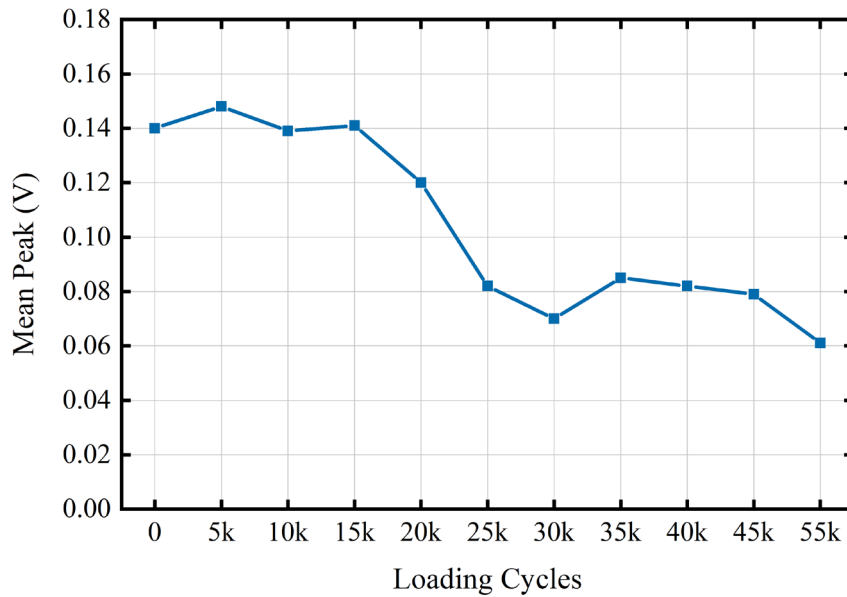


圖 3-21 1 mm 矽膠片預壓下之中心平均峰值變化(黃銅層厚度 0.1 mm)

圖 3-22 為黃銅層厚度 0.1 mm 之圓形壓電元件，在矽膠片預壓覆蓋條件下，平均響應時間差隨下壓次數之變化。由圖中可看出，各量測點之平均響應時間差皆低於 1 ms，且整體皆低於 2 ms 參考值，表示中心下壓與偏心下壓之峰值出現時間仍維持相對接近。雖然部分量測點出現小幅波動，但並未隨下壓次數增加而呈現持續上升趨勢。此結果表示，在本實驗條件下，增加黃銅層厚度後，長時間重複下壓對時間響應一致性之影響仍不明顯。

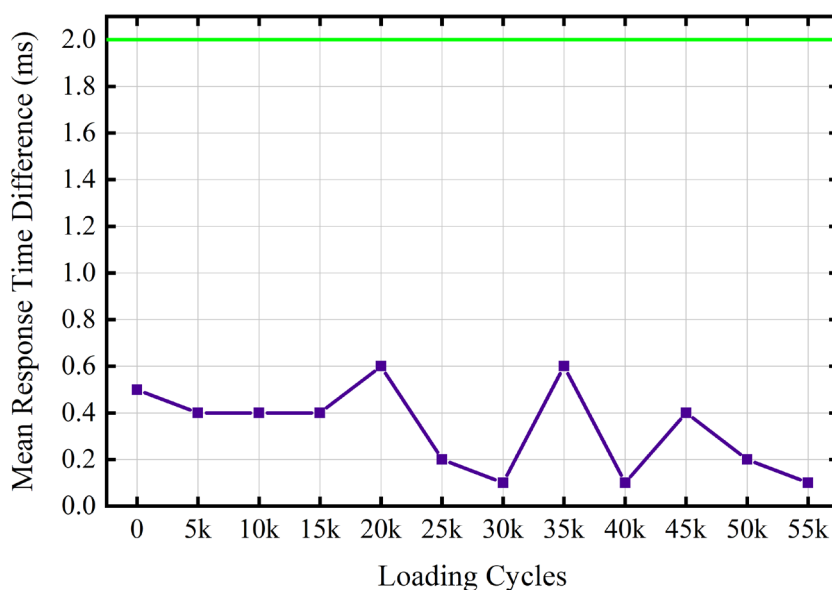
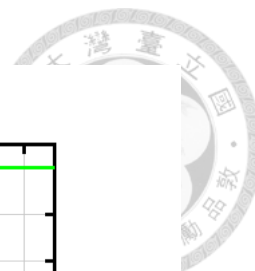


圖 3-22 1 mm 矽膠片預壓下之平均響應時間差變化(黃銅層厚度 0.1 mm)

綜合上述結果可知，在黃銅層厚度為 0.1 mm 之圓形壓電元件中，於矽膠片預壓覆蓋與長時間重複下壓條件下，中心下壓平均峰值仍會隨下壓次數增加而逐漸下降，但平均響應時間差在整個測試過程中皆維持於 2 ms 參考值以下，表示此結構配置下之峰值出現時間仍具有良好一致性。此結果顯示，增加黃銅層厚度雖有助於維持時間響應穩定，但仍無法完全避免輸出峰值衰減，表示峰值下降不完全是由壓電片本身剛性不足所造成。

因此，後續進一步推測峰值衰減可能與上方矽膠片厚度及其長時間受壓後之變形有關。由於本組測試中矽膠片厚度較大，長時間重複受壓後可能產生局部壓痕、厚度回復不完全或接觸狀態改變，使傳遞至壓電片之有效下壓變形逐漸降低，進而造成平均峰值下降。由此可知，重複載入後之輸出穩定性除了與壓電元件本身結構有關，也會受到預壓介面材料與接觸條件影響。

為進一步觀察矽膠片厚度對長時間量測穩定性之影響，本文將預壓覆蓋層由厚度 1 mm 之矽膠片改為厚度 0.3 mm 之矽膠片，其餘感測器結構與測試方式則維持相同。

相較於 1 mm 矽膠片，0.3 mm 矽膠片之厚度較薄，在受壓時可產生之整體變形量較小，因此可減少長時間重複下壓後因矽膠片本身變形或壓痕所造成之接觸狀態改變。此設計主要用於比較不同厚度預壓覆蓋層下，感測器輸出峰值與平均響應時間差是否會呈現不同變化趨勢，並評估較薄矽膠片作為預壓介面時，是否能改善長時間重複量測下之輸出穩定性。

本節實驗仍採用前述環形夾持結構與雙層接觸探頭，並於探頭上方覆蓋厚度 0.3 mm 之矽膠片。實驗中將下壓位置對準探頭中心進行連續下壓。為更仔細觀察重複下壓過程中平均峰值之變化，後續實驗將量測間隔由每 5000 次下壓縮短為每 2500 次下壓。每完成 2500 次下壓後，即進行一次訊號量測，擷取該段訊號內之連續輸出波形，並計算中心下壓平均峰值與平均響應時間差，測試方式與前述實驗相同。

圖 3-23 為加入厚度 0.3 mm 矽膠片預壓後，中心下壓平均峰值隨下壓次數之變化。由圖中可看出，平均峰值整體大致維持於 0.25 V 至 0.35 V 之間，並未隨下壓次數增加而呈現明顯持續下降趨勢。初期平均峰值約為 0.32 V，隨後在 0.27 V 至 0.30 V 附近小幅波動。於 30000 次至 40000 次下壓期間，平均峰值曾上升至約 0.35 V，之後則再度下降並維持於約 0.25 V 至 0.31 V 之間。至 100000 次下壓時，平均峰值仍約維持在 0.30 V 左右。此結果顯示，在厚度 0.3 mm 矽膠片預壓條件下，即使經過較長時間之重複下壓，輸出峰值仍能維持於相近範圍，未出現如 1 mm 矽膠片條件下明顯的連續衰減現象。

此結果表示，較薄矽膠片作為預壓覆蓋層時，可能較不容易因長時間受壓而產生明顯厚度變化或局部壓痕，因此探頭與矽膠片之接觸狀態較能維持穩定。當矽膠片本身之變形量較小時，下壓力經由矽膠片與探頭傳遞至壓電片時，較不易因介面變形累積而造成有效下壓變形逐漸降低。因此，0.3 mm 矽膠片條件下之平均峰值未呈現明顯衰減，顯示降低預壓覆蓋層厚度有助於改善長時間量測過程中之輸出峰值穩定性。

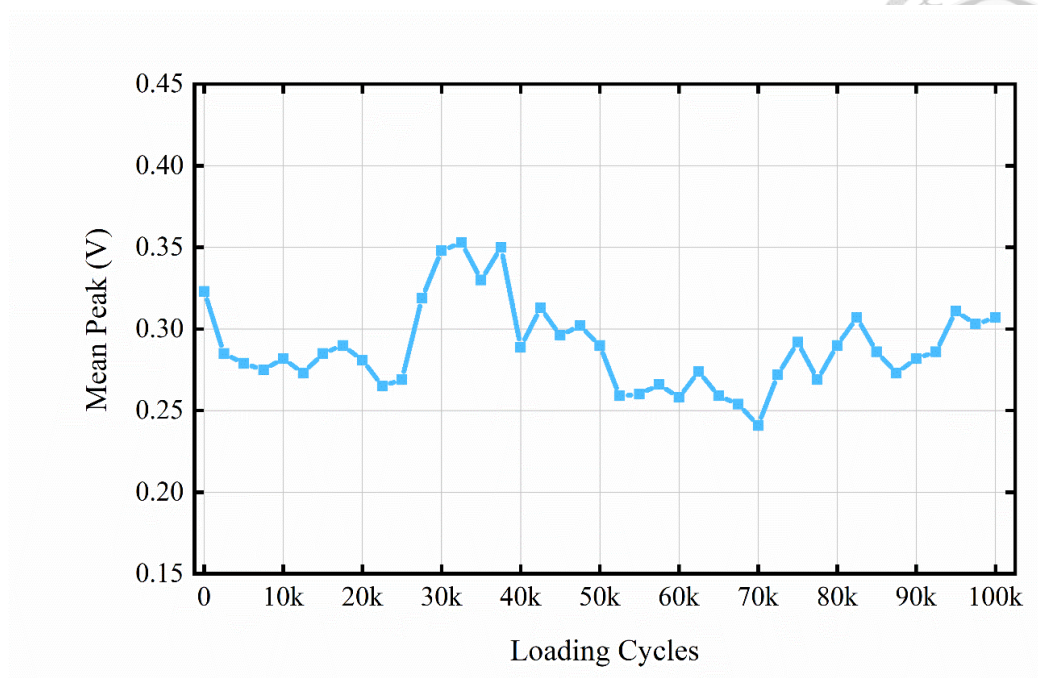


圖 3-23 以厚度 0.3 mm 矽膠片預壓中心點平均峰值隨下壓次數之變化

圖 3-24 為加入厚度 0.3 mm 矽膠片預壓後，平均響應時間差隨下壓次數之變化。由圖中可看出，平均響應時間差隨下壓次數增加呈現小幅上升與波動，但整體仍大多低於 2 ms 參考值。初期平均響應時間差約位於 0.8 ms 至 1.2 ms 之間，隨著下壓次數增加，部分量測點上升至約 1.5 ms 至 1.8 ms。至 100000 次下壓附近，平均響應時間差曾接近 2 ms 參考值，但並未長時間超過該範圍。此結果表示，在 0.3 mm 矽膠片預壓條件下，中心下壓與偏心下壓之峰值出現時間仍大致維持相近，但長時間重複下壓後，時間響應差異有逐漸增加的趨勢。

平均響應時間差增加可能與較薄矽膠片之緩衝能力較低有關。由於 0.3 mm 矽膠片厚度較薄，雖然可降低長時間受壓後因矽膠片變形造成之峰值衰減，但對於下壓位置偏移或局部接觸差異的緩衝效果可能較不明顯。因此，當下壓位置由中心移至距離探頭中心 4 mm 之位置時，接觸位置差異較容易反映於峰值出現時間，使平均響應時間差較 1 mm 矽膠片條件下出現較明顯的波動與上升趨勢。



圖 3-24 以厚度 0.3 mm 矽膠片預壓平均響應時間差隨下壓次數之變化

綜合圖 3-23 與圖 3-24 之結果可知，將矽膠片厚度由 1 mm 降低至 0.3 mm 後，中心下壓平均峰值在長時間重複下壓過程中未呈現明顯衰減，顯示較薄預壓覆蓋層有助於維持輸出峰值穩定。然而，平均響應時間差則隨下壓次數增加呈現較明顯波動，表示較薄矽膠片可減少預壓介面長時間變形對峰值輸出的影響，但對於不同下壓位置造成的時間響應差異較不具緩衝效果。因此，矽膠片厚度需在輸出峰值穩定性與時間響應一致性之間取得平衡。若以長時間量測之輸出峰值穩定性為主要考量，0.3 mm 矽膠片相較於 1 mm 矽膠片具有較佳表現，但仍需進一步搭配探頭形狀、固定方式與預壓條件控制，以降低時間響應差異隨量測時間增加之影響。

而平均響應時間差雖然隨下壓次數增加呈現一定程度波動，但整體大多仍低於 2 ms 參考值，表示中心下壓與偏心下壓之峰值出現時間仍維持在可接受範圍內。此結果顯示，在 0.3 mm 矽膠片預壓覆蓋條件下，長時間重複下壓並未造成壓電元件輸出峰值之明顯衰減，且時間響應亦未出現明顯失準。因此，本實驗結果可說明，前述 1 mm 矽膠片條件下觀察到之峰值下降，可能與較厚預壓介面長時間受壓後之變形或接觸狀態改變有關，而不一定代表壓電元件本身在重複下壓後即產生輸出



能力下降。

綜合本節結果可知，在長時間重複下壓測試中，圓形壓電感測器之輸出穩定性並非僅由壓電元件本身決定，而會受到下壓條件、預壓介面、固定狀態與接觸條件共同影響。在未加入矽膠片預壓覆蓋之測試中，雖然壓電元件之電容值未呈現明顯下降，但平均峰值與平均響應時間差於較高下壓次數後出現變化。由於該測試過程需反覆拆卸壓電元件進行電容量測並重新安裝，且初始輸出峰值明顯高於實際手腕脈搏量測範圍，因此訊號變化可能同時受到重新安裝位置差異、夾持狀態改變、接觸條件變化與較大下壓變形等因素影響，並不一定代表壓電元件本身於重複受壓後產生輸出能力下降。

在加入厚度 1 mm 矽膠片預壓覆蓋後，中心下壓平均峰值隨下壓次數增加而明顯衰減。即使改用黃銅層厚度 0.1 mm 之壓電元件，仍觀察到相近的下降趨勢。此結果顯示，單純提高壓電元件基板厚度仍無法完全避免輸出衰減，峰值下降較可能與較厚矽膠片在長時間受壓後產生局部壓痕、厚度回復不足或接觸狀態改變有關，使傳遞至探頭與壓電片之有效下壓量逐漸降低。

進一步將矽膠片厚度降低至 0.3 mm 後，中心下壓平均峰值在 100000 次重複下壓過程中大致維持於相近範圍，未呈現明顯連續衰減，平均響應時間差亦大多維持於 2 ms 參考值以下。此結果表示，在降低預壓介面長時間變形對力傳遞之影響後，圓形壓電元件仍可維持穩定之峰值輸出與時間響應一致性。因此，前述部分測試中觀察到的峰值下降，較可能受到預壓模擬材料變形、重複拆裝、接觸狀態或下壓條件改變所影響，而非壓電片本身必然因重複受壓而衰退。

整體而言，本節所使用之矽膠片主要用以近似實際配戴時由皮膚與錶帶造成之預壓狀態，因此此組結果主要作為不同預壓模擬條件下訊號穩定性之比較依據，尚不能完全代表真實手腕配戴時之受力情形。若後續需以實驗平台進一步模擬實際配戴狀態，需注意預壓模擬材料之厚度、變形回復能力與固定方式，避免預壓介面本身成為影響輸出峰值判讀的主要因素。



3.5.2 外殼固定式成型雙層探頭之重複載入穩定性分析

前一節實驗主要以自製感測器基座進行長時間重複下壓穩定性分析。為進一步評估較接近實際感測器結構之探頭設計對輸出訊號的影響，本節改用完整感測器結構之成型探頭進行測試。此探頭之外層為較軟之橡膠材料，用以作為與皮膚或下壓端接觸之介面。內部則設置較硬材質之探頭結構，用以接觸壓電片並傳遞外部壓力。與前述測試結構不同的是，本節使用之探頭固定於感測器外殼結構上，探頭位置受到外殼限制，因此於量測過程中較不易產生探頭晃動或位置偏移之情形，有助於提升力傳遞的一致性。壓電片固定方式仍採用前述夾持結構，使壓電元件於測試過程中可維持於固定位置。

本節比較之成型探頭包含兩種內部接觸結構，第一種為圓柱形探頭，其與壓電片接觸之平面直徑為 4 mm，如圖 3-25 所示。第二種為圓球形探頭，底部仍保留直徑 1.5 mm 之接觸面，如圖 3-29 所示。由於探頭內部接觸面尺寸與形狀會影響壓力傳遞至壓電片時之分布情形，因此本節先針對接觸面直徑為 4 mm 之圓柱形探頭進行重複下壓測試，並觀察其平均峰值與平均響應時間差之變化。

圖 3-26 為 4 mm 圓柱形探頭之測試方式。實驗中將感測器固定於壓電感測器測試平台上，並以測試平台之下壓頭直接作用於探頭中心。本節測試未額外加入矽膠片預壓覆蓋層，主要用以觀察成型探頭本身在直接下壓條件下之訊號輸出穩定性。由於成型探頭外層具有較大曲率，若偏心量測位置設定過遠，下壓頭可能無法穩定接觸探頭表面，甚至超出可有效下壓範圍。因此，本節將偏心量測位置設定為距離探頭中心 2 mm 處，用以比較中心下壓與偏心下壓之時間響應差異。實驗中每完成 2500 次下壓後進行一次訊號量測，每次量測時間為 30 s，並分別計算中心下壓平均峰值與平均響應時間差。

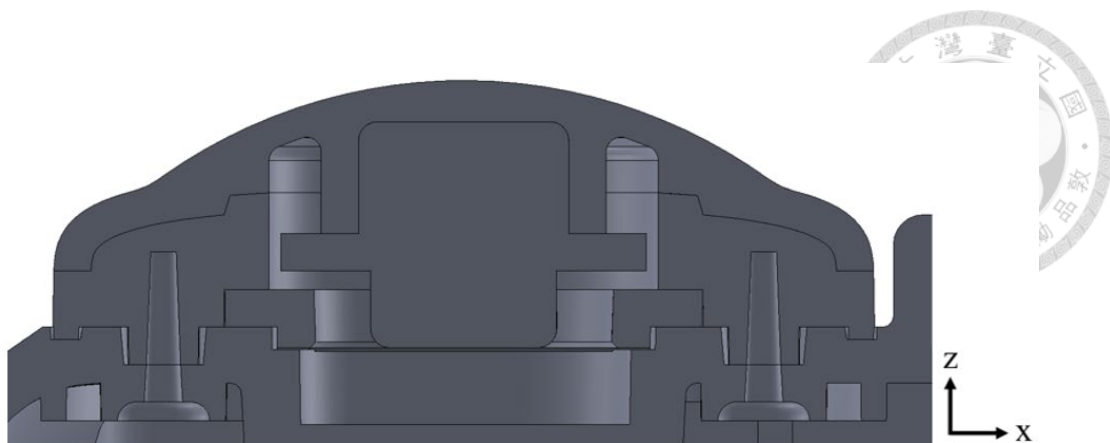


圖 3-25 接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭剖面示意圖

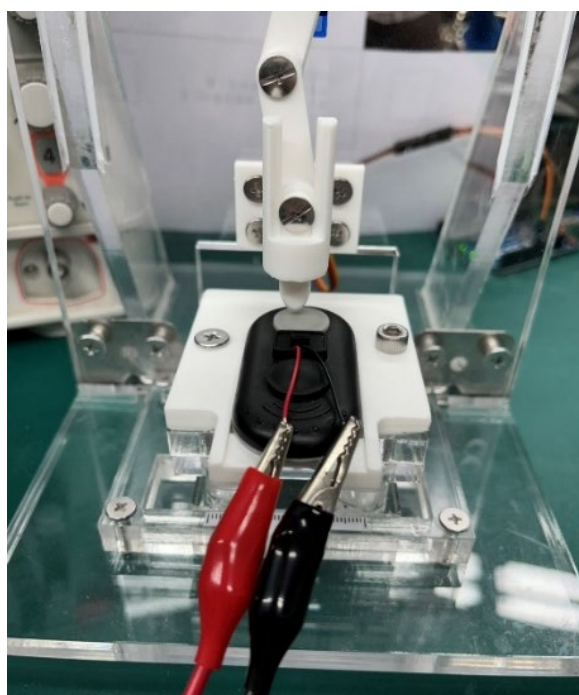


圖 3-26 圓柱形探頭於壓電感測器測試平台之下壓測試配置

圖 3-27 為接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭於重複下壓過程中之平均峰值變化。由圖中可看出，初始平均峰值約為 0.95 V，隨後於重複下壓過程中大致維持在 0.6 V 至 0.9 V 之間。雖然部分量測點出現波動，但整體未呈現快速且連續下降之趨勢。當下壓次數增加至 42500 次時，平均峰值為 0.648 V，相較於初始值下降約 32%。此結果顯示，在本測試條件下，4 mm 圓柱形探頭經重複下壓後雖有一定程度之峰值下降，但仍可維持可辨識之輸出訊號。

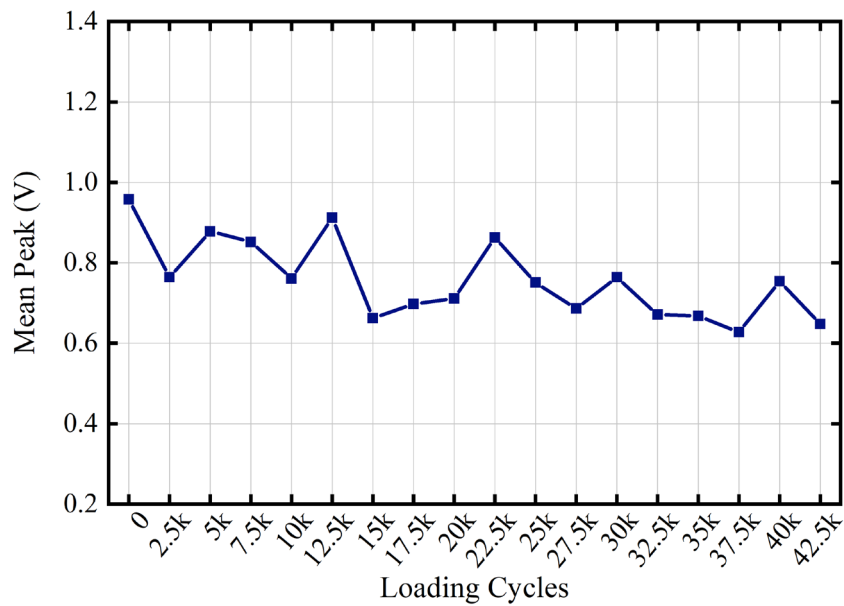


圖 3-27 接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭中心平均峰值

圖 3-28 為接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭於重複下壓過程中之平均響應時間差變化。由圖中可看出，平均響應時間差整體皆低於 2 ms 參考值，主要分布於約 0.5 ms 至 1.6 ms 之間，且未隨下壓次數增加而呈現明顯上升趨勢。此結果表示，當下壓位置由探頭中心偏移至距離中心 2 mm 位置時，峰值出現時間仍維持在相近範圍內，顯示 4 mm 圓柱形探頭在不同下壓位置下具有良好的時間響應一致性。

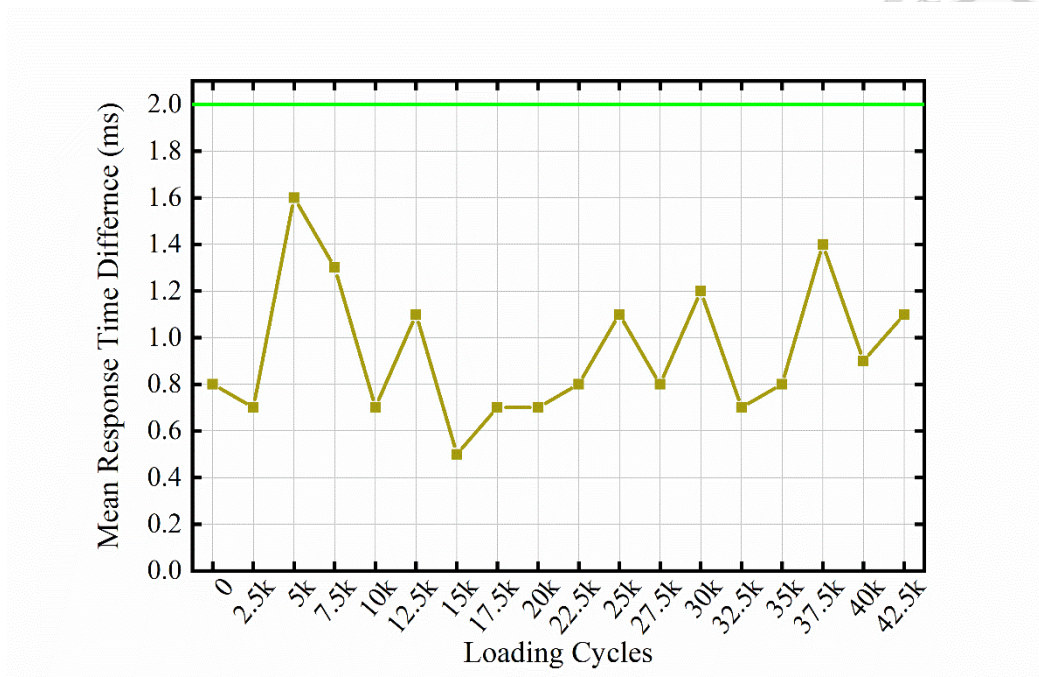


圖 3-28 接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭平均響應時間差

綜合圖 3-27 與圖 3-28 之結果可知，接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭在直接重複下壓條件下，平均峰值雖存在一定波動，但未出現明顯快速衰減。平均響應時間差亦維持於 2 ms 參考值以下。此結果顯示，塑膠成型探頭之外層橡膠與內部硬質接觸結構，可在重複下壓過程中維持相對穩定之力傳遞與時間響應。後續將進一步針對接觸面直徑較小之圓球形探頭進行測試，以比較不同探頭接觸面形狀與尺寸對輸出峰值及時間響應穩定性之影響。

圖 3-29 為接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭剖面示意圖。相較於前述接觸面直徑 4 mm 之圓柱形探頭，此探頭內部接觸結構改為圓球形，並於底部保留直徑 1.5 mm 之接觸面與壓電片接觸。由於接觸面積較小，外部下壓力傳遞至壓電片時較集中，可能使壓電片局部受力與彎曲變形增加，因此預期可提高輸出峰值。本節同樣將感測器固定於壓電感測器測試平台上，並以測試平台之下壓頭直接作用於探頭中心進行重複下壓測試。每完成 2500 次下壓後進行一組 30 s 訊號量測，並計算中心下壓平均峰值與平均響應時間差。偏心量測位置亦設定為距離探頭中心 2 mm 處，以比較中心下壓與偏心下壓條件下之時間響應差異。

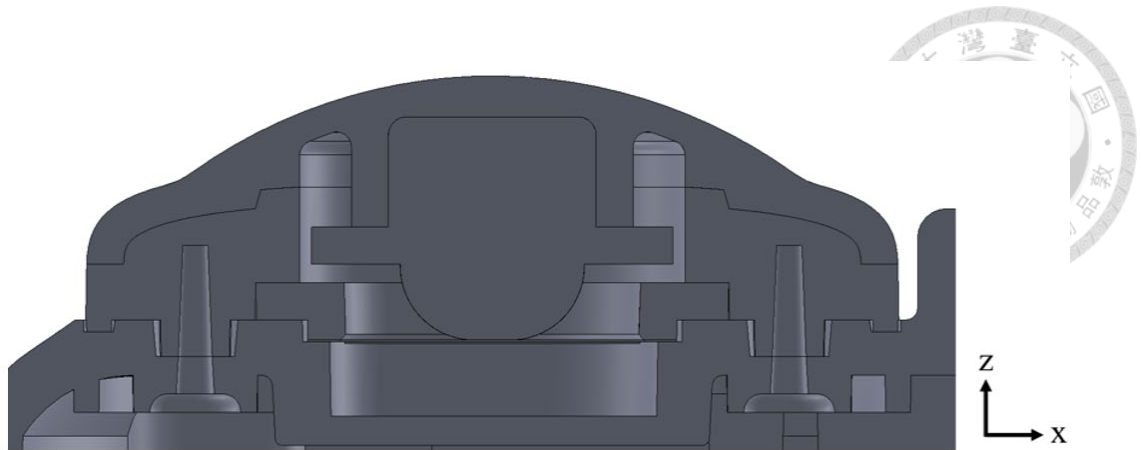


圖 3-29 接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭剖面示意圖

圖 3-30 為接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭於重複下壓過程中之平均峰值變化。由圖中可看出，初始平均峰值為 1.282 V，整體高於前述 4 mm 圓柱形探頭之初始輸出。此結果可能與圓球形探頭之接觸面積較小有關。當相同下壓條件作用於較小接觸面時，力傳遞較為集中，使壓電片產生較明顯之局部彎曲變形，進而提高輸出峰值。

隨著下壓次數增加，1.5 mm 圓球形探頭之平均峰值雖有小幅波動，但整體仍維持於約 1.1 V 至 1.3 V 之間，未出現明顯快速衰減。當下壓次數增加至 45000 次時，平均峰值為 1.105 V，相較於初始值下降約 14%。相較於前述 4 mm 圓柱形探頭約 32% 之峰值下降幅度，1.5 mm 圓球形探頭在相同重複下壓條件下之峰值變化較小，顯示此探頭結構在長時間重複下壓後仍可維持較穩定之輸出峰值。

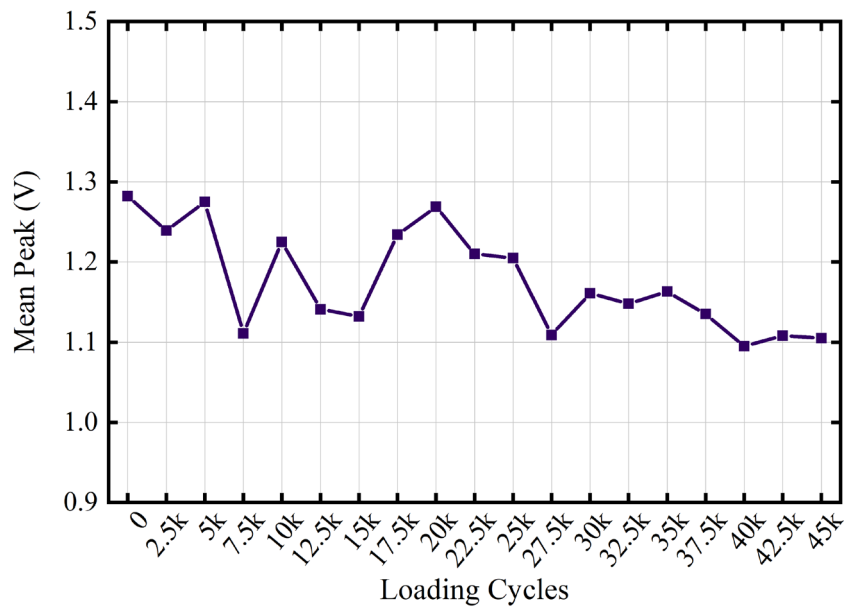
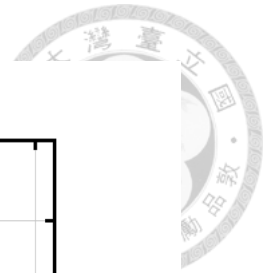


圖 3-30 接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭於重複下壓下之中心峰值

圖 3-31 為接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭於重複下壓過程中之平均響應時間差變化。由圖中可看出，平均響應時間差整體分布於約 0.1 ms 至 0.8 ms 之間，皆低於 2 ms 參考值，且未隨下壓次數增加而呈現明顯上升趨勢。此結果表示，當下壓位置由探頭中心偏移至距離中心 2 mm 位置時，1.5 mm 圓球形探頭仍可維持相近之峰值出現時間，顯示其在不同下壓位置下具有良好之時間響應一致性。

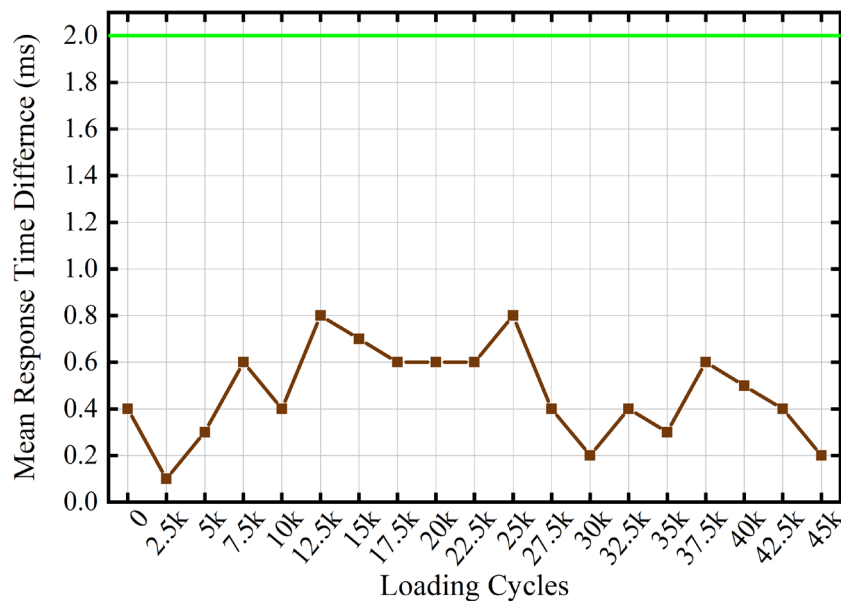


圖 3-31 接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭於重複下壓下之平均響應時間差

綜合圖 3-30 與圖 3-31 之結果可知，接觸面直徑 1.5 mm 之圓球形探頭在直接重複下壓條件下，平均峰值僅隨下壓次數增加而小幅下降，至 45000 次下壓後下降約 14%，且平均響應時間差全程低於 2 ms 參考值，顯示其在重複下壓後仍可維持穩定之輸出峰值與時間響應。此結果可能與圓球形探頭之接觸幾何有關。由於圓球形探頭與壓電片之接觸面較小，外部下壓力較集中傳遞至壓電片中央區域，使壓電片主要受力位置較為明確，因此在重複下壓過程中，即使探頭或接觸狀態出現微小變化，對整體有效受力區域之影響相對較小，進而使峰值衰減幅度較低。

此外，當下壓位置偏離探頭中心時，外殼固定之探頭結構可能使受力方向產生些微偏斜，使力不再完全沿垂直方向傳遞，進而造成峰值出現時間產生小幅差異。相較之下，圓球形探頭可使偏心下壓時的接觸與力傳遞較容易集中至探頭中心附近，因此下壓位置改變對峰值出現時間之影響較小，使平均響應時間差維持於較低範圍。不過，由於 4 mm 圓柱形探頭與 1.5 mm 圓球形探頭之平均響應時間差皆低於 2 ms 參考值，兩者在時間響應上皆具有良好一致性。上述差異主要用於說明不同探頭接觸幾何可能對力傳遞穩定性造成的細部影響。



3.6 接觸探頭設計對訊號之影響

為比較不同探頭形狀對圓形壓電片輸出訊號之影響，本節以環形夾持方式固定圓形壓電片，並將不同形狀之接觸探頭放置於壓電片上方進行下壓測試。實驗中使用壓電感測器測試平台作為施力來源，以觀察接觸探頭幾何形狀對輸出峰值與響應時間差之影響。

本節之不同接觸探頭如圖 3-32 所示，包含兩種圓柱形探頭、一種球面探頭與三種錐形探頭，並分別以(a)至(f)表示。其中，圖 3-32(a)與圖 3-32(b)為圓柱形探頭，與壓電元件接觸之平面直徑分別為 5 mm 與 6 mm，可用於比較不同平面接觸面尺寸對輸出訊號之影響。圖 3-32(c) 為直徑 6 mm 之球面探頭，其與壓電元件接觸之表面為曲面，可用於觀察曲面接觸下之訊號變化。圖 3-32(d)、圖 3-32(e)與圖 3-32(f)則為錐形探頭，其端部接觸面直徑分別為 1 mm、2 mm 與 3 mm，可用於比較局部受力集中程度對圓形壓電片輸出之影響。透過不同探頭形狀與接觸面尺寸之比較，可初步評估接觸面大小、接觸形狀與受力集中程度對圓形壓電感測器輸出表現之影響。

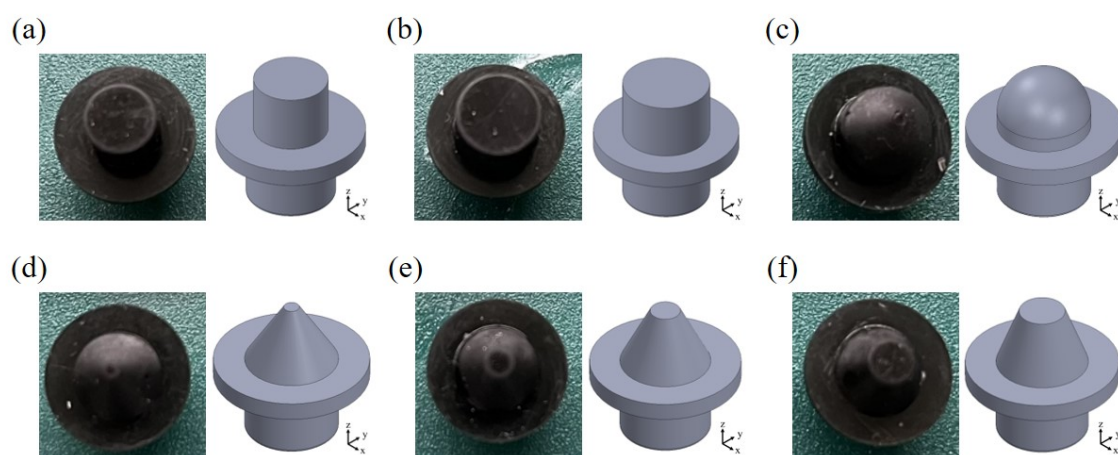


圖 3-32 六種圓形壓電元件探頭設計

實驗時，圓形壓電元件與探頭皆固定於測試平台載台上，並分別於探頭中心位置與距離探頭中心 2 mm 之位置進行下壓測試。兩種下壓位置之比較主要用於模擬實際量測時，施力位置或量測位置未完全對準探頭中心時對輸出訊號造成之影響。

單次量測時間為 30 s，並擷取輸出電壓訊號進行平均峰值與平均響應時間差分析。量測結果整理於表 3-3。

由表 3-3 可看出，不同探頭形狀與接觸面尺寸會明顯影響圓形壓電片之輸出峰值。當下壓位置位於探頭中心時，圖 3-32(c)所示之球面探頭具有最高平均峰值，顯示其接觸形狀較能在中心下壓條件下使圓形壓電片產生較大的輸出訊號。此現象可能與球面探頭下方之曲面接觸特性有關。相較於平面圓柱探頭，球面探頭與圓形壓電片接觸時，外力較容易集中作用於探頭下方之中央接觸區域，而非平均分散於整個平面接觸面。由於本研究之圓形壓電片採環形夾持固定，中心受力時較容易使壓電片產生軸對稱彎曲變形，因此可使壓電陶瓷層產生較大的有效應變，進而提高輸出峰值。

由結果亦可看出，錐形探頭在中心下壓時可提供較集中的力傳遞，因此部分錐形探頭具有較高中心峰值。然而，當下壓位置偏離中心時，錐形結構的傳力路徑可能會受到偏心位置影響，使外力無法如中心下壓時穩定地沿探頭軸向傳遞至壓電片主要受力區域，因而導致邊緣峰值下降。相較之下，圖 3-32(b)圓柱直徑 6 mm 探頭雖然中心峰值並非最高，但中心與邊緣量測皆維持相對穩定的輸出，表示其平面接觸面在不同下壓位置下具有較穩定的力傳遞效果。整體而言，球面與錐形探頭較適合以中心輸出峰值為主要設計考量，而圓柱形探頭則較適合以量測穩定性作為主要設計目標。

此外，平均響應時間差可用於評估不同探頭在中心下壓與偏心下壓條件下之訊號一致性。平均響應時間差越小，表示探頭在不同下壓位置下所產生之訊號時間特性越接近，對於實際量測時施力位置略有偏移的情況較為有利。由結果可觀察到，圖 3-32(b)圓柱直徑 6 mm 之探頭具有最小的平均響應時間差，顯示其在中心與偏心下壓條件下具有較接近的訊號響應。而球面與錐形探頭雖可產生較高峰值，但其響應時間差較大，代表其輸出較容易受到下壓位置影響。

綜合平均峰值與平均響應時間差之結果可知，探頭設計並非僅需追求最大輸

出峰值，也需同時考慮下壓位置偏移時之訊號穩定性。若探頭接觸區域過於集中，雖可能提高中心下壓時之輸出峰值，但當施力位置偏移時，輸出峰值與響應時間可能產生較大差異。而較穩定的接觸形狀雖然峰值未必最高，但可能具有較佳的位置容忍度。因此，若以輸出峰值為主要考量，圖 3-32(c)之球面探頭具有較佳表現。若以不同下壓位置下之訊號一致性為主要考量，圖 3-32(b)圓柱直徑 6 mm 探頭則較具優勢。此結果可作為後續圓形壓電感測器探頭形狀選擇與結構設計之參考依據。

表 3-3 探頭不同下壓位置之量測結果平均

探頭編號	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
中心平均峰值 (V)	0.850	0.949	1.411	0.965	0.916	1.199
邊緣平均峰值 (V)	0.642	0.832	0.349	0.487	0.633	0.778
平均響應時間差 (ms)	5.3	0.6	2.7	3.2	3.6	2.8

3.7 圓形雙層壓電陶瓷之極化與接線分析

為提升圓形壓電元件之輸出訊號，除前述單層圓形壓電片外，雙層壓電陶瓷結構亦為可探討之配置方向。相較於單層壓電片，雙層壓電片可利用上下兩層壓電陶瓷共同產生電荷或電壓輸出，理論上具有提高訊號強度之潛力。Erturk 和 Inman[17] 針對壓電雙層懸臂梁建立電機耦合模型，並分別討論壓電陶瓷層採串聯與並聯連接時之電壓響應，顯示雙層壓電元件之輸出特性會受到電極連接方式影響。若兩層陶瓷之極化方向與電極連接方式配置得當，則可使兩層產生之電壓或電荷同向疊加，提高有效輸出。反之，若極化方向與接線方式不匹配，則可能造成兩層輸出互相抵銷，使整體輸出低於預期。因此，在雙層壓電元件設計中，除了考慮陶瓷層數與材料尺寸外，亦須進一步分析極化方向、受力狀態與電極連接方式之間的關係。

基於上述原因，本節首先由壓電材料之應變－電荷形式本構方程式出發，分析壓電陶瓷於彎曲變形下之受拉與受壓狀態對厚度方向電場極性的影響，並進一步

說明串聯極化、並聯極化與不同電極連接方式之輸出差異。透過此理論分析，可建立雙層壓電陶瓷在不同配置下電壓相加或抵銷之判斷依據。

隨後，本文針對實際雙層圓形壓電元件進行電容量測與接線測試，比較正面單層、反面單層、雙層串聯與雙層並聯接線下之電容值與輸出峰值。此測試主要用於確認實際元件之接線方式是否符合串聯與並聯電容關係，並觀察串聯極化雙層圓形壓電片在不同電極連接方式下之輸出差異。整體而言，本節之分析與測試可作為雙層圓形壓電元件接線方式與輸出特性之初步探討，並提供後續若採用雙層壓電陶瓷結構時之設計判斷依據。

3.7.1 雙層壓電陶瓷之極化方向與電極連接方式分析

為說明雙層壓電陶瓷於彎曲作用下之輸出極性與電極連接方式之關係，以下採用壓電材料之應變－電荷形式本構方程式表示為：

$$\begin{cases} S_i = s_{ij}^E T_j + d_{ki} \tilde{E}_k \\ D_k = d_{ki} T_i + \varepsilon_{kl}^T \tilde{E}_l \end{cases} \quad (3-1)$$

對於厚度方向極化之壓電陶瓷，若考慮其厚度方向之電位移 D_3 ，則可寫

$$D_3 = \varepsilon_{33}^T \tilde{E}_3 + d_{31} T_1 + d_{32} T_2 + d_{33} T_3 \quad (3-2)$$

若進一步假設雙層壓電片主要以 x_1 方向彎曲變形為主，並忽略 x_2 方向與厚度方向

之正應力，則可令 $T_2 = 0$ 、 $T_3 = 0$ ，因此上式可簡化為

$$D_3 = \varepsilon_{33}^T \tilde{E}_3 + d_{31} T_1 \quad (3-3)$$

在開路條件下，電極表面可視為無外加自由電荷流入或流出，因此總電荷可表示為

$$Q = \iint_A D_3 dA = 0 \quad (3-4)$$



若假設電極覆蓋區域內之 D_3 分布近似均勻，則可得

$$D_3 = 0$$

(3-5)

將式 (3-5) 代入式 (3-3)，可得厚度方向電場為

$$\tilde{E}_3 = \frac{-d_{31}}{\epsilon_{33}^T} T_1 \quad (3-6)$$

對於厚度方向極化之壓電陶瓷， d_{31} 用以描述材料沿 x_1 方向受力時，在厚度極化方向 x_3 所產生之電位移響應。由於 x_1 方向與極化方向 x_3 互相垂直，當材料沿 x_1 方向受拉伸時，會使壓電陶瓷內部電偶極於厚度方向之排列受到橫向變形影響，並產生與正極化方向相反之電位移響應，因此對一般壓電陶瓷材料而言， d_{31} 通常為負值。相反地，當材料沿 x_1 方向受壓縮時，則會產生與受拉伸時相反方向之電位移響應。另一方面， ϵ_{33}^T 為厚度方向之定應力介電常數，代表材料在厚度方向之介電能力，屬於材料儲存電場能量之正值參數。因此，由於 $d_{31} < 0$ 、 $\epsilon_{33}^T > 0$ ，可由(3-6)式判斷 E_3 與 T_1 同號。亦即，當壓電陶瓷沿 x_1 方向受拉伸時， $T_1 > 0$ ，則 $E_3 > 0$ 。當壓電陶瓷沿 x_1 方向受壓縮時， $T_1 < 0$ ，則 $E_3 < 0$ 。

如圖 3-33 所示，當雙層壓電片以懸臂梁形式固定，並於自由端施加向下外力時，壓電片會產生彎曲變形。此時，中性面上方之陶瓷層主要受到拉伸作用，而中性面下方之陶瓷層主要受到壓縮作用。因此，上層壓電陶瓷之 $T_1 > 0$ ，由(3-6)式可知其厚度方向電場 $E_3 > 0$ 。下層壓電陶瓷之 $T_1 < 0$ ，則其厚度方向電場 $E_3 < 0$ 。此結果表示，位於中性面兩側之壓電陶瓷層，因所受應力方向相反，會產生相反方向之電場響應。

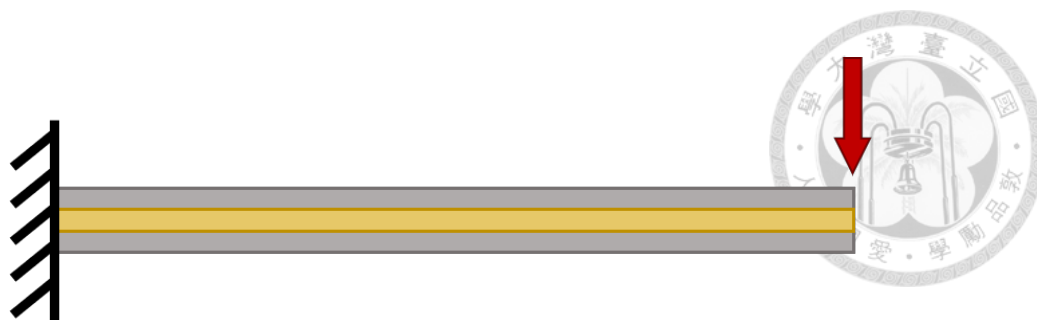


圖 3-33 雙層壓電片懸臂梁自由端下壓示意圖

由上述分析可知，雙層壓電片於彎曲變形時，上、下兩層陶瓷可能因分別受到拉伸與壓縮作用，而產生方向相反之電場響應。因此，雙層壓電陶瓷之輸出能否相加，需同時考慮陶瓷極化方向與電極連接方式。若接線方式能使兩層陶瓷對外輸出之電位差方向一致，則兩層電壓可相互疊加。若兩層輸出極性相反，則可能造成抵銷，使有效輸出降低。

雙層壓電陶瓷有四種串接方式，分別為串聯極化搭配串聯電極連接之 SBS (series bimorph with series connection)、串聯極化搭配並聯電極連接之 SBP (series bimorph with parallel connection)、並聯極化搭配串聯電極連接之 PBS (parallel bimorph with series connection)，以及並聯極化搭配並聯電極連接之 PBP (parallel bimorph with parallel connection)。其中，串聯極化表示上下兩層壓電陶瓷之極化方向相反，並聯極化則表示兩層壓電陶瓷之極化方向相同。串聯電極連接表示兩層陶瓷之電壓沿同一路徑串接輸出，並聯電極連接則表示兩層陶瓷共用相同輸出端，以使電荷於外部端點合併輸出。

在四種配置中，SBS 與 PBP 屬於極化方向與電極連接方式相互配合之配置。SBS 主要對應於電壓疊加之情況，而 PBP 則主要對應於電荷疊加之情況。兩者對輸出電壓之影響將於後續公式中進一步說明。相較之下，SBP 與 PBS 為極化方向與電極連接方式不匹配之配置。對 SBP 而言，兩層陶瓷雖採串聯極化，但若以並聯電極連接，則兩層陶瓷於同一輸出端上可能形成相反極性，使電荷產生抵銷。對 PBS 而言，兩層陶瓷雖採並聯極化，但若以串聯電極連接，則兩層電壓可能以相減方式出現在輸出端，導致有效輸出降低。因此，雙層壓電片之輸出需考慮極化方向



與電極連接方式是否匹配。

為進一步說明 SBS 與 PBP 配置對輸出電壓之影響，假設兩層壓電陶瓷之材料、尺寸與受力狀態相同，且單層陶瓷在相同受力條件下所產生之電荷量與電容分別為 Q 與 C ，其單層開路電壓可表示為

$$V = \frac{Q}{C} \quad (3-7)$$

對於 SBS 配置而言，兩層陶瓷採串聯極化，並以串聯電極方式連接。若其極化方向與接線方式使兩層陶瓷對外輸出電壓同向，並假設兩層陶瓷輸出大小相同之理想情況下，則總輸出電壓為兩層電壓相加

$$V_{\text{SBS}} = V_1 + V_2 = 2V \quad (3-8)$$

對於 PBP 配置而言，兩層陶瓷採並聯極化與並聯電極連接。並聯連接時，兩層陶瓷端電壓相同，而總電荷為兩層電荷相加，因此

$$Q_{\text{PBP}} = Q_1 + Q_2 = 2Q \quad (3-9)$$

$$C_{\text{PBP}} = C_1 + C_2 = 2C \quad (3-10)$$

故其輸出電壓為

$$V_{\text{PBP}} = \frac{Q_{\text{PBP}}}{C_{\text{PBP}}} = \frac{2Q}{2C} = V \quad (3-11)$$

由此可知，在理想開路條件下，SBS 配置主要透過電壓疊加提升輸出，而 PBP 配置雖可增加總電荷量，但由於等效電容亦同步增加，因此輸出電壓不會隨層數直接加倍。故在相同材料、尺寸與受力條件下，SBS 配置理論上可得到較高之輸出電壓。

因此，若雙層壓電陶瓷之設計目標為提高輸出電壓，則需使兩層陶瓷所產生之電位差能夠同向疊加。以圖 3-34 所示之串聯極化配置為例，上、下兩層陶瓷之極化方向皆朝向中間黃銅層。當壓電片彎曲時，上、下兩層陶瓷分別受到拉伸與壓縮

作用，所產生之電場方向相反。然而透過串聯電極連接方式，可使兩層陶瓷對外輸出之電壓形成同向疊加，因此總輸出電壓可大於單層輸出。而若在此極化配置下改採並聯電極連接，則兩層陶瓷相對於中間黃銅層之輸出極性可能互相抵銷，使量測到之有效電壓降低。

綜合上述可知，雙層壓電片之輸出會受到中性面位置、陶瓷受拉或受壓狀態、極化方向與電極連接方式共同影響。若極化方向與電極連接方式配置不當，即使增加壓電陶瓷層數，也可能因電壓極性相反而造成輸出抵銷。因此，在雙層圓形壓電感測元件設計中，需先判斷各陶瓷層於彎曲變形下之應變方向，再選擇適當之極化與電極連接方式，以達到提升輸出電壓之目的。

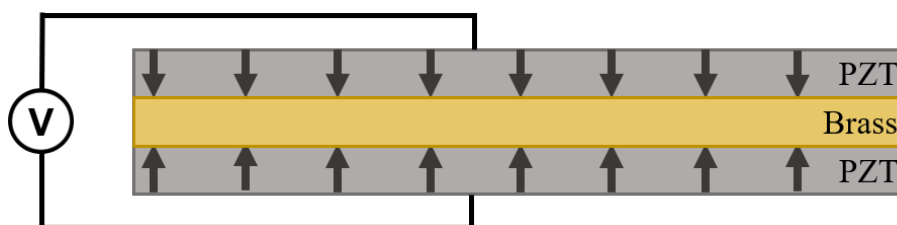


圖 3-34 雙層壓電片串聯極化搭配串聯電極連接示意圖

3.7.2 串聯極化雙層圓形壓電片之接線測試

依據前述理論分析，SBS 配置可透過串聯電極連接使兩層陶瓷電壓同向疊加，因此理論上應具有較高之輸出電壓。而 PBP 配置則主要使電荷量相加，輸出電壓不一定隨層數增加而提升。本節所使用之雙層圓形壓電片為串聯極化配置，因此若接線方式與極化方向相互匹配，應以串聯電極連接方式較能使兩層陶瓷之輸出電壓相加。為確認實際元件之接線效果，本文進一步比較正面單層、反面單層、雙層串聯與雙層並聯接線下之電容值與輸出峰值，以驗證串聯電極連接是否能提升輸出電壓，並作為後續雙層圓形壓電片量測配置之依據。

前述理論推導主要用於說明彎曲變形下壓電陶瓷之電場極性與接線方式之關係。本節則進一步以實際圓形雙層壓電元件進行單邊夾持下壓測試，使壓電片產生彎曲變形，並比較不同接線配置對輸出電壓之影響。透過此測試可確認串聯極化雙層壓電片在不同電極連接方式下之輸出差異，作為後續雙層壓電片量測配置之依

據。

為確認雙層圓形壓電片之串聯與並聯電極接線是否符合預期，本文先量測不同接線方式下之電容值。若同一層雙層壓電元件中上下兩層陶瓷之單層電容分別為 C_1 與 C_2 ，當兩層陶瓷採並聯電極連接時，等效電容 C_{par} 可表示為

$$C_{\text{par}} = C_1 + C_2 \quad (3-12)$$

當兩層陶瓷採串聯電極連接時，等效電容 C_{ser} 可以表示為

$$C_{\text{ser}} = \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)^{-1} \quad (3-13)$$

上述關係可作為判斷實際接線是否符合串聯或並聯電容特性之依據。

接著，使用阻抗分析儀量測同一雙層壓電元件中上下兩層陶瓷於 120 Hz 下之單層電容值，並將其作為 C_1 與 C_2 代入等效電容公式，再與雙層串聯及並聯接線之實際量測電容進行比較，如表 3-4 所示。由量測結果可知，兩片單層壓電陶瓷之電容分別為 11.22 nF 與 9.82 nF。當兩層陶瓷以並聯方式連接時，理論電容值為兩單層電容相加，可得 21.04 nF，量測值為 20.36 nF，兩者相近。當兩層陶瓷以串聯方式連接時，理論電容值可由串聯電容公式計算，得到 5.24 nF，量測值為 5.44 nF，亦與理論值接近。此結果顯示本節所使用之串聯與並聯電極接線方式符合電容理論關係，可作為後續輸出電壓比較之基礎。

表 3-4 圓形雙層壓電元件之單層與雙層接線電容值

項目	120 Hz 量測電容值
單層壓電陶瓷 C_1	11.22 nF
單層壓電陶瓷 C_2	9.82 nF
雙層並聯接線 C_{par} (量測值/理論值)	20.36 nF / 21.04 nF
雙層串聯接線 C_{ser} (量測值/理論值)	5.44 nF / 5.24 nF

雙層圓形壓電片之測試位置如圖 3-35 所示。實驗中將壓電片之一側以夾具固定，並於靠近自由端之位置施加下壓，使壓電片產生彎曲變形。由於雙層圓形壓電片之上下表面皆具有壓電陶瓷層，若直接採用環形夾持並由中心下壓之方式，可能使下壓探頭直接作用於陶瓷表面，增加陶瓷局部受力或破裂風險。因此，本節採用單邊夾持之方式進行初步測試，藉此比較不同接線配置對輸出電壓之影響。

為進行不同電極連接方式之比較，實驗中使用漆包線分別連接於正面壓電陶瓷電極、反面壓電陶瓷電極與中間黃銅層，並以膠帶將漆包線固定於各電極表面，使其於測試過程中維持接觸。透過此接線方式，可由相同元件分別量測正面單層、反面單層、雙層串聯與雙層並聯配置之電容值與輸出峰值，進一步比較串聯極化雙層圓形壓電片在不同電極連接方式下之輸出差異。

實驗使用前述壓電感測器測試平台作為施力來源，並分別針對四種接線配置進行量測，如圖 3-36 所示。其中，單層量測用於確認上下兩片壓電陶瓷各自之輸出表現。雙層串聯則用於觀察兩層壓電陶瓷之輸出電壓是否可疊加。雙層並聯則用於比較其在相同受力條件下是否產生輸出抵銷。各配置皆維持相同之夾持位置、下壓位置與測試條件，每組連續量測 30 s，並由量測訊號中計算平均峰值作為不同接線配置之比較依據。

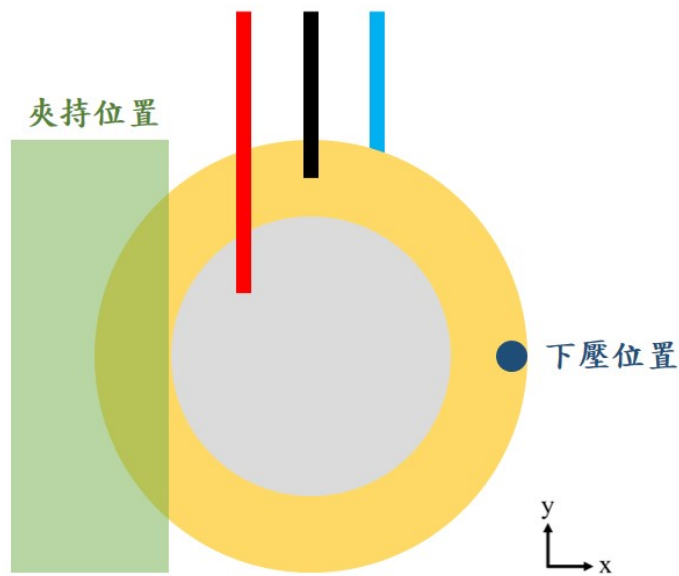
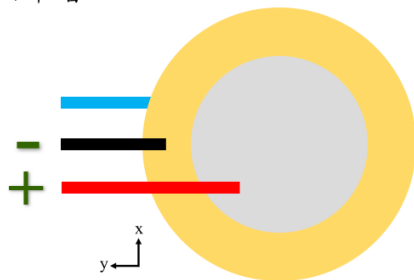
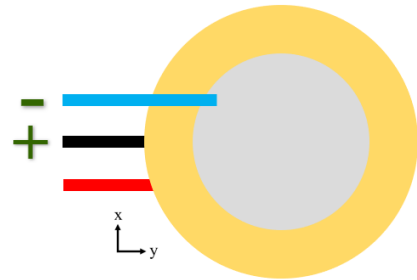


圖 3-35 雙層圓形壓電元件電極連接測試之夾持位置與下壓位置示意圖

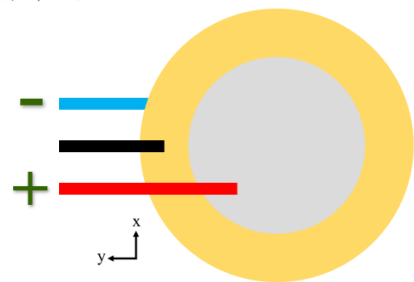
(a) 正面單層



(b) 反面單層



(c) 雙層串聯



(d) 雙層並聯

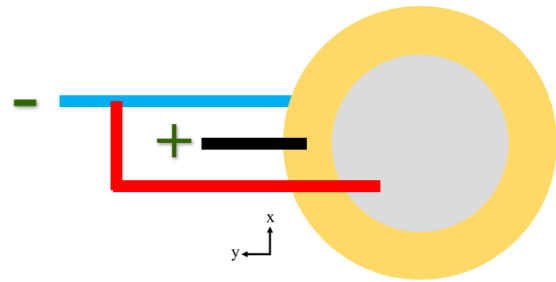


圖 3-36 雙層圓形壓電元件之單層、串聯與並聯接線配置示意圖

由表 3-5 可以看出，正面單層與反面單層之平均峰值分別為 1.090 V 與 1.671 V，顯示上下兩層壓電陶瓷在相同受力條件下皆可產生明顯輸出，但其峰值大小並不完全相同。此差異之可能原因為本節所使用之圓形壓電片並非理想一維梁結構，而是以圓形片單邊夾持後進行偏心下壓，因此其受力與變形分布會受到夾持區域、

下壓位置及圓形幾何形狀影響。正面與反面陶瓷層在厚度方向上所受到的局部受力分布與變形形狀可能略有不同，使兩者輸出峰值產生差距。另一方面，由表 3-4 可知，兩層陶瓷之單層電容亦不完全相同，代表兩層陶瓷在實際製程、電極面積或材料狀態上可能存在些微差異，進而造成單層輸出峰值不同。

進一步比較雙層串聯接線結果可以發現，其平均峰值為 1.958 V，高於正面單層與反面單層之輸出。此結果顯示，在串聯極化配置下，若搭配串聯電極連接，兩層壓電陶瓷所產生之電壓可形成同向疊加，使整體輸出峰值提高。雖然實際串聯峰值未達兩單層峰值之直接相加值，可能受到兩層輸出幅值不同、變形分布不完全一致、量測負載，以及電極接觸狀態差異等因素影響，但其仍明顯高於單層結果，表示串聯極化搭配串聯電極連接確實可在實驗上獲得較佳之電壓輸出。

相較之下，雙層並聯接線之平均峰值僅為 0.258 V，明顯低於單層與雙層串聯接線結果。此結果表示，在串聯極化配置下，若改採並聯電極連接，兩層壓電陶瓷所產生之輸出可能因極性相反而互相抵銷，導致有效輸出降低。因此，雖然並聯接線可使兩層陶瓷之電荷於外部端點合併，但若其極化方向與接線方式未能配合，輸出電壓反而可能低於單層結果。

綜合上述結果可知，雙層壓電陶瓷之輸出表現與極化方向及電極連接方式相關。本實驗結果與前述理論分析相符，證實串聯極化搭配串聯電極連接時，兩層陶瓷之輸出電壓可產生疊加效果，進而提升整體輸出峰值。若串聯極化配置搭配並聯電極連接，則可能因兩層輸出極性相反而造成抵銷，使有效輸出降低。

表 3-5 雙層圓形壓電片不同接線配置之平均峰值比較

接線配置	正面單層	反面單層	串聯	並聯
平均峰值 (V)	1.090	1.671	1.958	0.258

第四章 矩形壓電片



4.1 尺寸選擇

本節首先針對矩形壓電片之寬度進行尺寸選擇實驗，以作為後續腕帶式脈搏感測器設計之依據。由於感測器需固定於手腕橈動脈位置，元件尺寸過大可能限制外殼與探頭結構之設計空間，因此在能維持足夠輸出訊號的前提下，壓電片尺寸應盡可能縮小。然而，壓電片寬度對輸出訊號之影響並非只由壓電陶瓷面積決定。較寬的壓電片雖具有較大的陶瓷面積與電容值，理論上可產生較多電荷，但在相同下壓力作用下，其結構剛性亦可能提高，使彎曲變形量降低。而較窄的壓電片雖較容易產生彎曲變形，但有效陶瓷面積較小，輸出訊號不一定較高。因此，本節比較三種不同寬度之矩形壓電片，評估其於相同下壓條件下之輸出峰值與響應時間差，作為後續尺寸選擇之依據。

本節所使用之矩形壓電片尺寸如圖 4-1 所示，壓電片由黃銅基板與壓電陶瓷組成。為比較不同寬度對輸出訊號之影響，本節選用寬度 b 分別為 4 mm、5 mm 與 6 mm 之矩形壓電片進行測試。

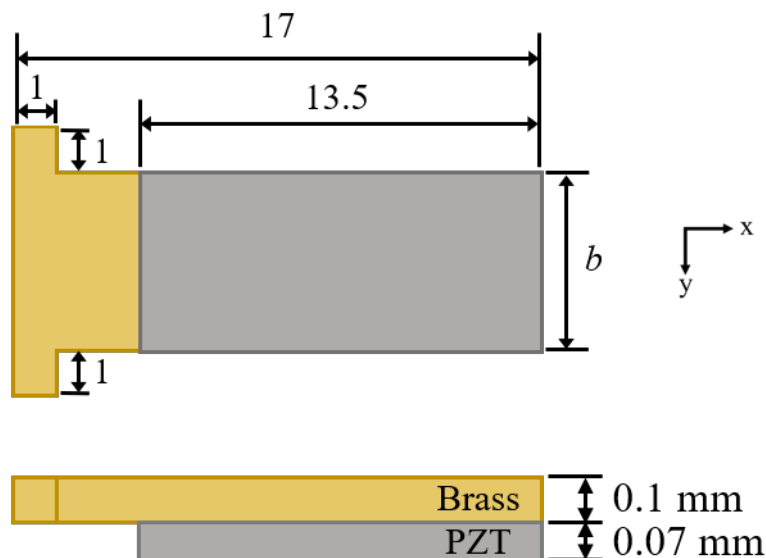


圖 4-1 矩形壓電片尺寸圖

為降低單一元件製程差異對實驗結果之影響，各寬度皆選取兩片電容值相近

之壓電片進行測試，其電容值如表 4-1 所示。由表中可看出，壓電片電容值隨寬度增加而上升，符合壓電陶瓷面積增加時電容值提高之趨勢。其中，4 mm、5 mm 與 6 mm 壓電片之單片電容值分別約為 9 nF、10 nF 與 14 nF，顯示寬度增加可提高壓電陶瓷之有效電極面積。然而，電容值增加並不代表輸出電壓必然提高，因此仍需進一步透過下壓實驗比較不同寬度壓電片之實際輸出表現。

表 4-1 兩組相似電容值之不同寬度矩形壓電片

壓電片寬度 b	第一組	第二組
4 mm	9.20 nF	8.89 nF
5 mm	10.35 nF	10.47 nF
6 mm	13.93 nF	14.46 nF

本節實驗使用前述壓電感測器測試平台作為下壓來源，測試位置如圖 4-2 所示。壓電片左側夾持區以 3D 列印之夾具夾持並放置於測試平台之載台上，使其形成懸臂式結構，並由自由端向固定端方向依序改變下壓位置。測試位置包含自由端，以及距離自由端 1 mm 至 8 mm 之位置。各測試位置皆量測 30 s，並由量測訊號計算平均峰值。此外，為評估不同寬度與不同下壓位置對訊號時間響應之影響，亦計算各位置相對於自由端訊號之平均響應時間差。此分析主要用於評估壓電元件在不同下壓位置下之時間響應一致性。若相鄰位置之響應時間差異過大，則表示探頭實際接觸位置或接觸範圍稍有改變時，可能造成量測波形之峰值出現時間產生差異，進而影響後續脈搏波形比較。因此，平均響應時間差越小，代表該位置附近之訊號時間響應越穩定。

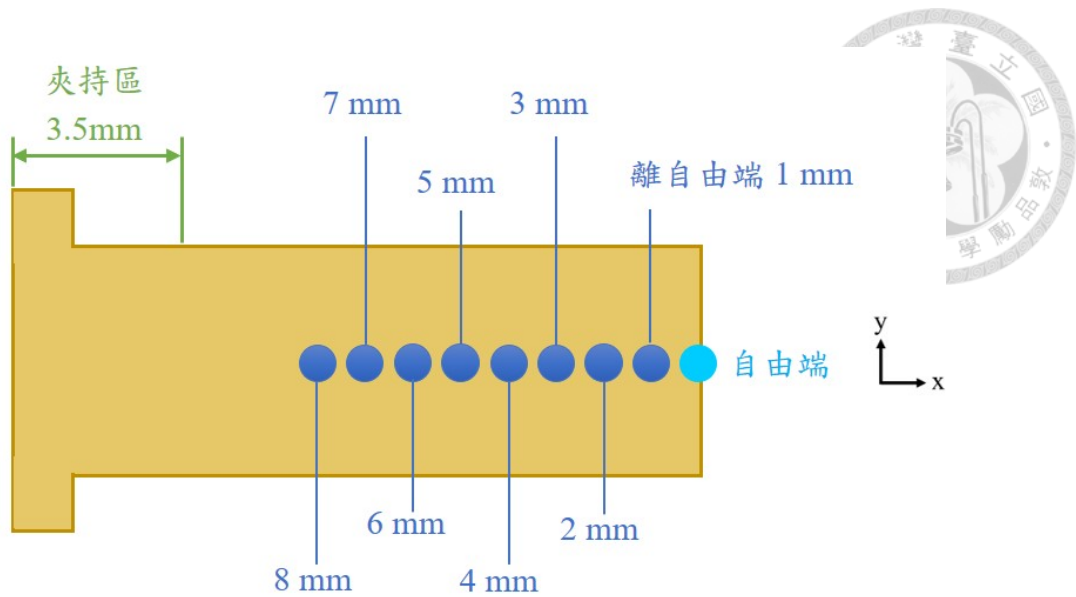


圖 4-2 矩形壓電片懸臂式下壓測試位置示意圖

圖 4-3 與圖 4-4 分別為第一組矩形壓電片之平均峰值與平均響應時間差結果。由圖 4-3 可以看出，6 mm 寬的壓電片在各下壓位置皆具有最高輸出峰值，平均峰值約維持在 0.9 V 以上，且在距離自由端 1 mm 至 3 mm 附近具有較高輸出。相較之下，4 mm 與 5 mm 寬的壓電片之峰值明顯較低，且隨下壓位置逐漸遠離自由端而下降。其中，4 mm 壓電片在靠近固定端方向之輸出衰減較為明顯，顯示其雖具有較小寬度與較高變形能力，但受限於陶瓷面積與電荷產生量，整體輸出峰值仍偏低。5 mm 壓電片之輸出峰值略高於 4 mm，但仍明顯低於 6 mm 壓電片。

由圖 4-4 之平均響應時間差可進一步看出，第一組測試中 5 mm 與 6 mm 寬的壓電片之響應時間差大多低於 1 ms，顯示其在不同下壓位置下仍能維持較接近自由端之時間響應。而 4 mm 寬的壓電片之平均響應時間差隨下壓位置改變而明顯增加，部分位置甚至超過 3 ms，表示其時間響應較容易受到下壓位置影響。此結果顯示，4 mm 壓電片雖有較小尺寸之優點，但其輸出峰值與響應時間穩定性皆不如較寬之壓電片。

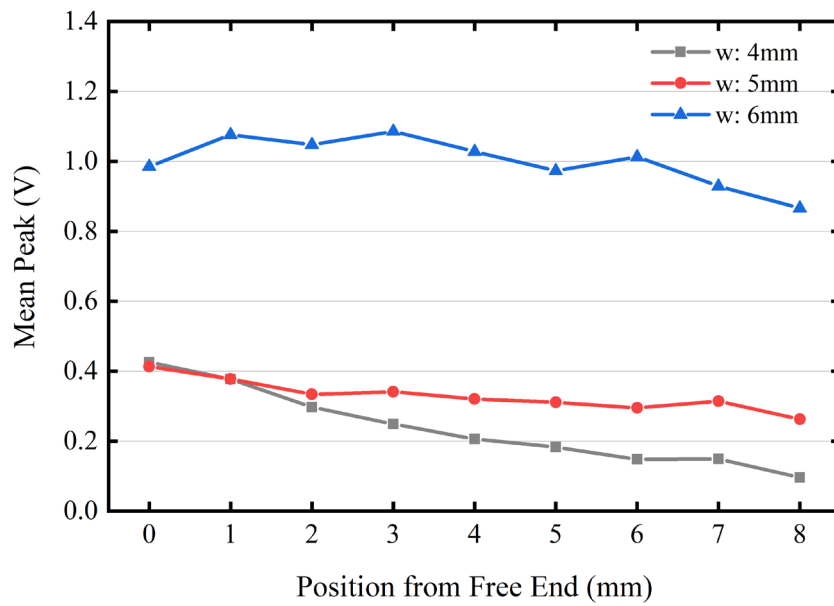
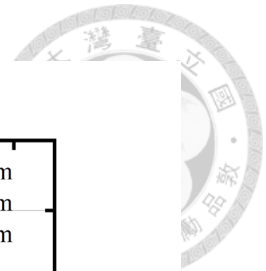


圖 4-3 第一組矩形壓電片之平均峰值

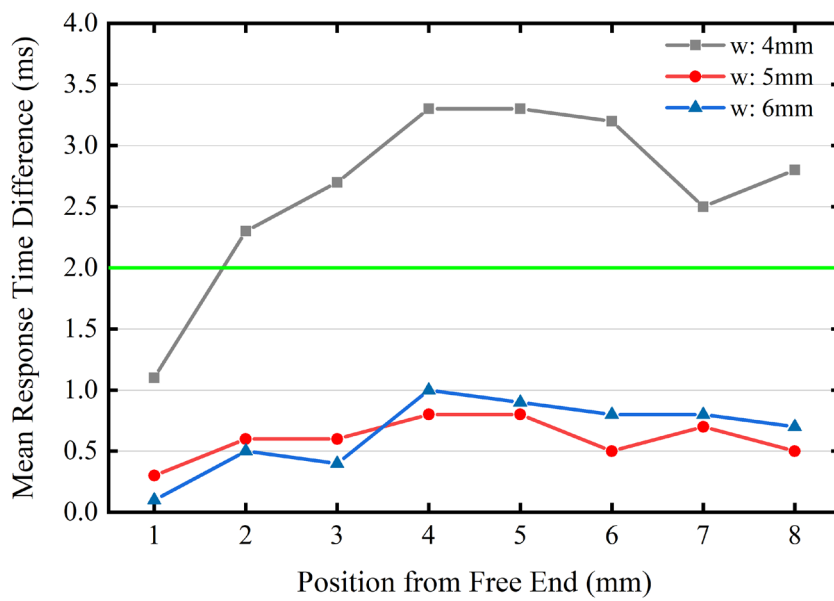


圖 4-4 第一組矩形壓電片之平均響應時間差

圖 4-5 與圖 4-6 為第二組矩形壓電片之測試結果。由圖 4-5 可看出，第二組測試仍呈現與第一組相同之趨勢，6 mm 寬的壓電片在所有下壓位置皆具有最高平均峰值，且輸出變化相對平穩。4 mm 與 5 mm 寬的壓電片則隨下壓位置由自由端往固定端方向移動而逐漸降低。此結果再次顯示，雖然較窄壓電片在相同外力下可能具有較大的局部變形，但其較小的壓電陶瓷面積限制了電荷產生量，使輸出電壓無法有效提高。

由圖 4-6 可以看出，第二組測試中三種寬度之平均響應時間差皆隨下壓位置改變而增加，但 6 mm 寬的壓電片整體仍維持在較低範圍內，且大多低於 2 ms。相較之下，4 mm 與 5 mm 寬的壓電片在部分位置之平均響應時間差接近或達到 2 ms，顯示其時間響應受下壓位置影響較大。綜合兩組測試結果可知，6 mm 寬的壓電片不僅具有最高輸出峰值，其平均響應時間差亦維持在可接受範圍內，代表其在輸出強度與時間響應穩定性之間具有較佳平衡。

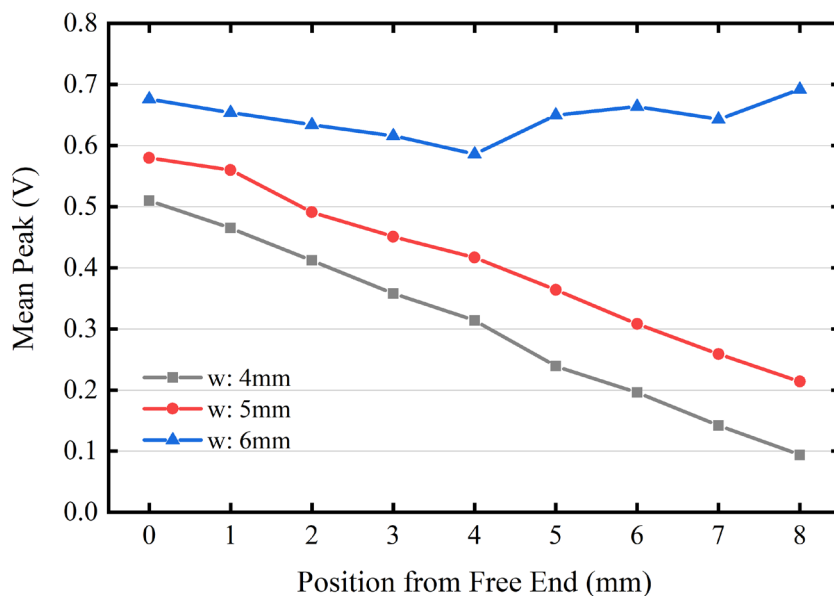


圖 4-5 第二組矩形壓電片之平均峰值

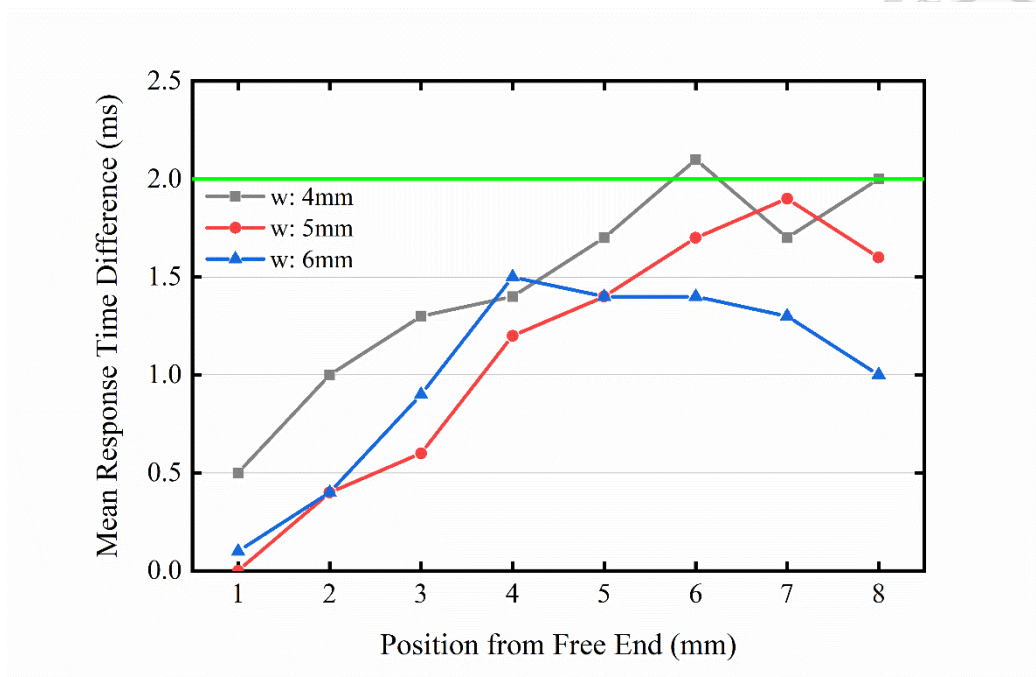


圖 4-6 第二組矩形壓電片之平均響應時間差

綜合表 4-1 與圖 4-3 至圖 4-6 之結果，矩形壓電片寬度增加確實可提高壓電陶瓷之有效面積與電容值，進而提升輸出峰值。然而，輸出表現仍需同時考慮結構變形、下壓位置與時間響應等因素。4 mm 的壓電片雖具有較小尺寸，但輸出峰值較低且響應時間差較大。5 mm 寬的壓電片之表現介於 4 mm 與 6 mm 之間。6 mm 寬的壓電片則在兩組測試中皆呈現最高輸出峰值，且平均響應時間差未明顯增加。因此，後續矩形壓電片感測器設計選用寬度為 6 mm 之壓電片作為主要配置。

4.2 接觸探頭設計對訊號之影響

4.2.1 兩側夾持接觸探頭設計對訊號之影響

為探討探頭結構對矩形壓電片輸出訊號之影響，本節設計不同接觸面尺寸與形狀之探頭，並以兩側夾持形式固定矩形壓電片進行量測比較。此處之接觸面是指探頭與壓電片之間的接觸區域，主要用於評估探頭將脈搏造成之位移傳遞至壓電片時，不同受力面積與幾何形狀是否會影響壓電片之彎曲變形，進而改變輸出電壓峰值。

本節所使用之矩形壓電片黃銅層尺寸為 $17\text{ mm} \times 6\text{ mm}$ ，厚度為 0.1 mm 。壓電陶瓷層貼附於黃銅層下方，作為主要感測區域。矩形壓電片兩端各有 1.5 mm 長之黃銅層作為夾持區，並固定於 3D 列印外殼內。中央未受夾持且貼附壓電陶瓷之區域則作為主要變形區，使探頭受力時可帶動壓電片產生彎曲變形並輸出電壓訊號。

圖 4-7 為 3D 列印矩形壓電感測器外殼。

為比較探頭接觸面設計對輸出峰值之影響，本文製作多種不同尺寸與形狀之探頭，如圖 4-8 所示。平面探頭用於比較不同接觸面積下之力傳遞效果，表面弧形探頭則用於觀察圓滑接觸面是否會影響探頭與壓電片之受力分布。除實心結構探頭外，本文亦設計探頭兩側向內收縮之結構。此設計在維持探頭與皮膚接觸面相同的條件下，減少探頭兩側材料，以降低探頭重量，並預期使兩側受力較集中傳遞至中央區域，藉此觀察其是否能提升壓電片之輸出訊號。



圖 4-7 3D 列印矩形壓電元件感測器

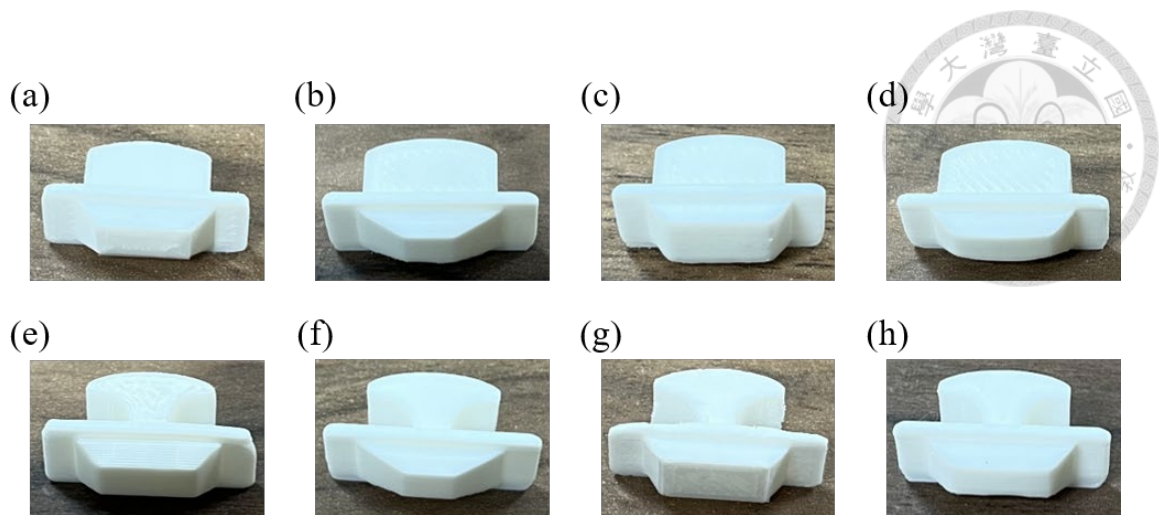


圖 4-8 不同探頭結構與接觸面設計

實際量測時，將感測器透過腕帶固定於手腕橈動脈位置，並更換不同探頭結構進行測試。各組探頭皆使用相同尺寸之矩形壓電片與相同之固定方式。每組探頭連續量測 30 s，並利用示波器擷取輸出訊號。各配置重複量測三次後，取其平均峰值作為比較依據。量測結果整理於表 4-2。

由表 4-2 可看出，在實心結構探頭配置中， $4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 平面探頭具有最高輸出峰值，平均峰值為 82 mV，顯示此接觸面尺寸較能配合兩側夾持矩形壓電片之受力與變形模式。由於本節之探頭直接設置於壓電片上方，因此壓電片除了受到脈搏跳動所造成之動態作用力外，也會承受綁帶固定時產生之初始壓力。若探頭接觸面過小，雖然在相同外力下可能產生較大的局部壓力，但也較容易在綁帶固定時使壓電片產生較大的初始變形，使後續脈搏量測時可用的變形空間減少。因此， $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ 探頭之輸出峰值低於 $4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 平面探頭。

另一方面，接觸面過大亦不一定能持續提升輸出。以 $6\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 探頭為例，其輸出峰值雖高於 $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ 探頭，但仍低於 $4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 平面探頭。此結果可能是因為接觸面過大時，外力分布範圍增加，使作用於主要變形區域的受力較為分散，導致壓電片之彎曲變形效果未能進一步提升。因此，探頭接觸面設計需在避免過度局部壓迫與維持有效彎曲變形之間取得平衡，而非單純追求較小或較大的接觸面積。

表面經弧形處理之 $4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 探頭輸出峰值亦低於平面探頭。此現象可能與弧形接觸面較容易造成初始下壓有關。當感測器透過綁帶固定於手腕時，弧形探頭可能使壓電片在量測前即受到較集中的下壓作用，使壓電片產生較大的初始變形；當後續脈搏訊號作用時，壓電片剩餘可變形空間較小，因此輸出峰值未能提升。

由側邊內縮探頭之結果可進一步觀察到，內縮設計並未使輸出峰值提升。雖然此設計可減少探頭本體重量，並預期使兩側受力較集中傳遞至中央區域，但實際結果顯示，多數側邊內縮探頭之峰值皆低於實心結構探頭。可能原因為兩側內縮後改變了探頭本體的受力傳遞路徑，使脈搏位移不再如原本滿版探頭般直接傳遞至壓電片接觸區域，反而使壓電片受力分布與彎曲變形受到影響。因此，在本研究之量測條件下，探頭與壓電片之接觸面尺寸、形狀及力傳遞路徑皆會共同影響輸出峰值。

綜合比較後，實心結構探頭中 $4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 平面探頭具有較佳輸出表現，顯示其接觸面尺寸較能在初始固定力與脈搏動態作用力之間取得平衡，使壓電片保有適當的變形空間並產生較高輸出。因此，後續矩形壓電感測器之探頭設計可優先以此尺寸作為基礎，再進一步進行結構改良與穿戴式量測測試。

表 4-2 不同探頭結構與接觸面尺寸之平均峰值比較

接觸面 (寬 × 長)	$4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$	$4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$	$6\text{ mm} \times 8\text{ mm}$	$4\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ (弧形表面)
實心結構探頭	82 mV	64 mV	74 mV	58 mV
側邊內縮探頭	64 mV	64 mV	60 mV	52 mV



4.2.2 懸臂梁式壓電感測器之組合式探頭設計

本節改用懸臂梁形式固定矩形壓電片，使壓電片在受到外力作用時能產生彎曲變形，並利用壓電效應輸出電壓訊號。然而，懸臂梁結構雖然在受外力作用時容易產生位移，但也較容易受到外部固定力影響。若僅以單一探頭直接接觸皮膚進行脈搏量測，當腕帶束緊於手腕時，腕帶所產生之綁附力可能會使探頭持續向下壓迫壓電懸臂梁，導致壓電片在尚未量測脈搏前即產生較大的初始變形。當探頭下壓量過大時，甚至可能使活動端位移至結構極限位置，使壓電片失去對後續微小脈搏起伏的反應空間，進而降低感測靈敏度與量測訊號穩定性。

為改善上述問題，本文針對懸臂梁式壓電感測器設計組合式探頭結構，如圖 4-9 與圖 4-10 所示。此結構主要由外側固定探頭與中央活動探頭組成，其中外側固定探頭，如圖 4-10 中之綠色結構，主要用於接觸並支撐皮膚表面，使腕帶固定時所產生之壓力能先由固定探頭承受，透過固定探頭提供支撐，可避免中央活動探頭因綁附力而被持續壓下，降低壓電懸臂梁產生過大預變形或位移到底的可能性。

中央活動探頭，如圖 4-10 之藍色結構，則作為主要感測端，用於接收橈動脈脈搏跳動所造成之局部位移。當脈搏造成皮膚表面產生微小起伏時，活動探頭可隨該位移上下移動，並將脈搏作用力傳遞至矩形壓電懸臂梁，使壓電片產生週期性彎曲變形並輸出電壓訊號。透過此組合式設計，可在結構上區分固定力與量測力，減少壓電片受到綁附力直接壓迫的影響，使懸臂梁保留足夠的變形空間以感測脈搏訊號。

本節所使用之矩形壓電片黃銅層尺寸為 $17\text{ mm} \times 6\text{ mm}$ ，厚度為 0.1 mm 。壓電陶瓷層尺寸為 $13.5\text{ mm} \times 6\text{ mm}$ ，厚度為 0.07 mm 。其中，黃銅層靠近固定端之 3.5 mm 區域作為夾持區，用於將壓電片固定於感測器結構內。未受夾持且貼附壓電陶瓷之 13.5 mm 區域則作為主要作用區，使壓電片在受力時形成懸臂梁彎曲變形。

活動探頭設置於壓電片主要作用區上方，其接觸面尺寸為壓電片長度方向 1.5 mm 、寬度方向 4 mm 。活動探頭中心位置距離壓電片自由端約 3 mm ，用以將皮膚

表面因橈動脈脈搏所產生之局部位移傳遞至壓電懸臂梁，使壓電片產生彎曲變形並輸出電壓訊號。



圖 4-9 3D 列印懸臂梁式壓電感測器實體圖

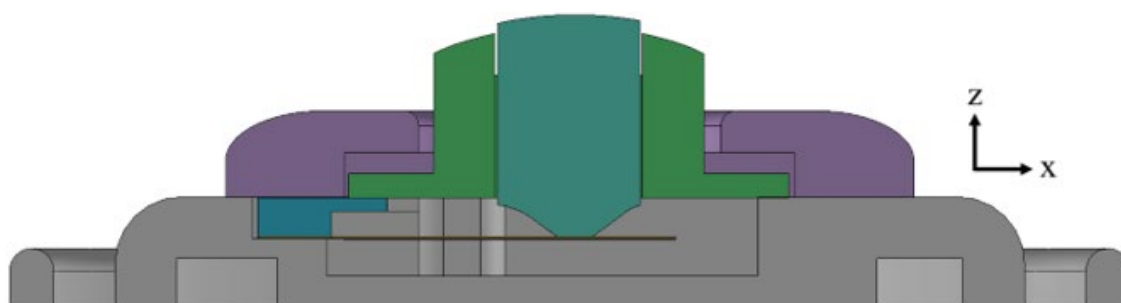


圖 4-10 懸臂梁式壓電感測器之組合式探頭與壓電懸臂梁之剖面示意圖

此外，為比較活動探頭方向對脈搏訊號量測之影響，本文設計兩種不同之組合式探頭配置，如圖 4-11 所示，其中 (a)、(b)分別為豎切探頭之等角圖與剖面圖，(c)、(d)分別為橫切探頭之等角圖與剖面圖。本文將活動探頭方向平行於血管方向者定義為豎切配置，活動探頭方向垂直於血管方向者定義為橫切配置。豎切配置之設計概念為使活動探頭沿血管方向接觸橈動脈上方區域，並使兩側固定探頭位於血管兩旁，藉此降低固定探頭直接壓迫血管上方區域的可能性，使中央活動探頭能

較直接接收脈搏跳動所造成之局部位移。相較之下，橫切配置之活動探頭在血管橫向方向上具有較大的接觸範圍，因此在實際配戴時較容易涵蓋橈動脈位置，可降低探頭放置位置偏移對量測的影響。兩種配置皆使用相同之壓電片與固定方式，僅改變活動探頭相對於血管方向之幾何配置，以比較不同接觸方向下之訊號輸出差異。

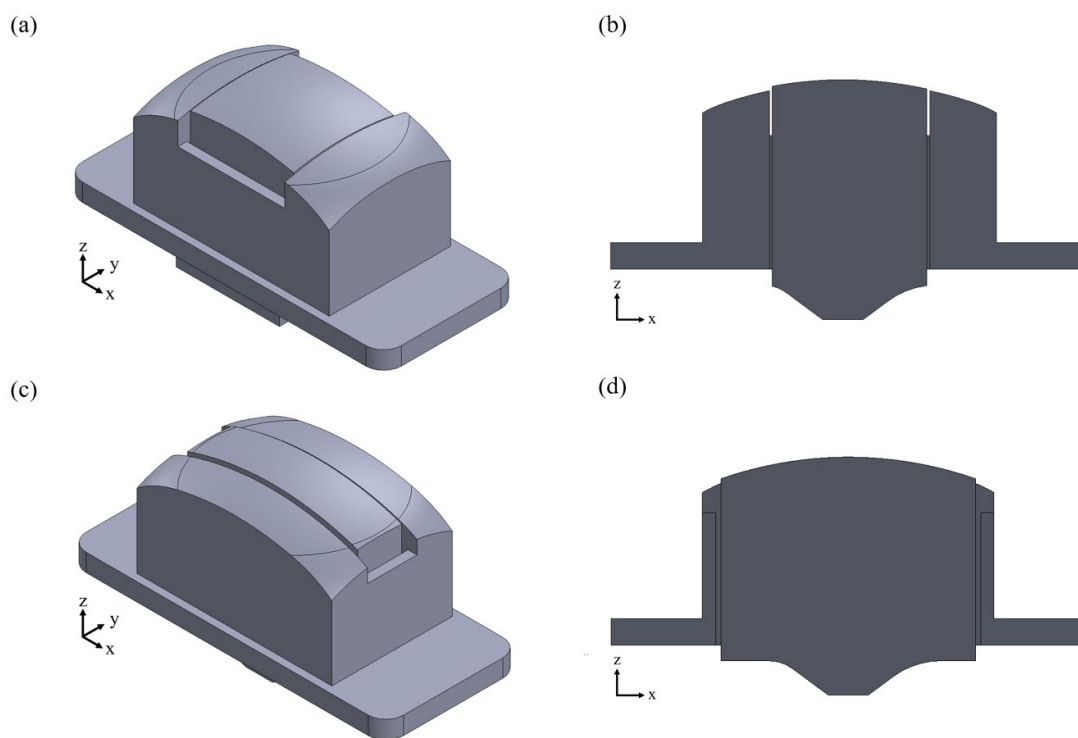


圖 4-11 組合式探頭示意圖

實際量測時，將組合式探頭透過綁帶固定於手腕橈動脈位置，如圖 4-12 所示。量測過程中，每組探頭分別於左手與右手進行測試，每次連續量測 30 s，並利用示波器擷取輸出訊號。各組配置皆重複量測三次後，取其平均峰值作為比較依據。量測結果整理如表 4-3 所示。

由表 4-3 可以看出，豎切配置於左手與右手量測時皆具有較高之平均峰值，且明顯高於橫切配置。此結果表示，當活動探頭方向平行於血管方向時，脈搏跳動造成之局部位移較能有效傳遞至中央活動探頭，進而帶動矩形壓電懸臂梁產生彎曲變形。相較之下，橫切配置雖具有較大的橫向接觸範圍，較有利於涵蓋橈動脈位置，但其固定探頭可能位於血管上方，使部分腕帶固定力作用於橈動脈附近，進而降低血管脈動傳遞至活動探頭的效果。因此，橫切配置所量測到之輸出峰值相對較

低。

此外，由左右手量測結果可觀察到，即使使用相同探頭配置，不同手腕之輸出峰值仍存在差異。此差異可能與橈動脈位置深淺、皮膚與軟組織厚度、探頭對位狀態及綁帶固定力有關。以本次量測結果而言，右手橈動脈位置較容易對位並取得較高峰值，顯示穿戴式脈搏量測不僅受探頭結構影響，也會受到個體量測位置與接觸條件影響。整體而言，豎切配置較能兼顧固定探頭支撐與中央活動探頭感測功能，因此較適合作為後續矩形壓電懸臂梁式脈搏感測器之探頭配置。

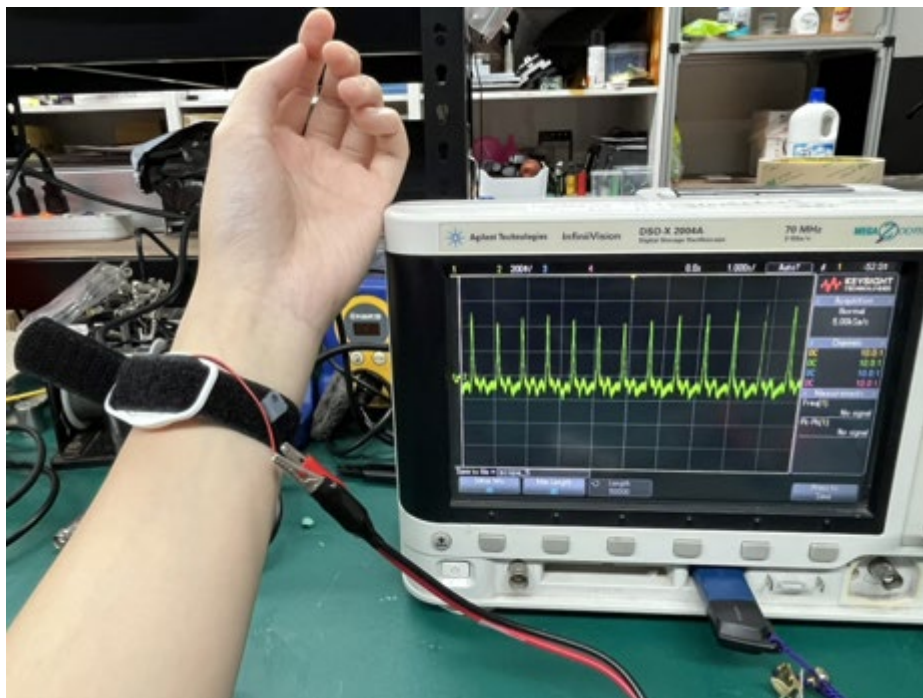


圖 4-12 手腕橈動脈脈搏訊號量測情形

表 4-3 不同組合式探頭之脈搏訊號峰值比較

組合式探頭種類	豎切配置	橫切配置
左手平均峰值	42 mV	17 mV
右手平均峰值	89 mV	18 mV

在實際量測過程中亦觀察到，當綁帶固定力過大時，豎切配置有時會出現輸出訊號反相的情形，如圖 4-13 所示。此現象推測與活動探頭受到過大的初始下壓量有關。雖然組合式探頭中的外側固定探頭可分擔大部分綁附力，但由於皮膚與皮下組織較為柔軟，會隨綁帶壓力產生下陷，因此在綁帶過緊時，中央活動探頭仍可能被皮膚向下推壓，使壓電懸臂梁在量測前即產生過大的初始變形。

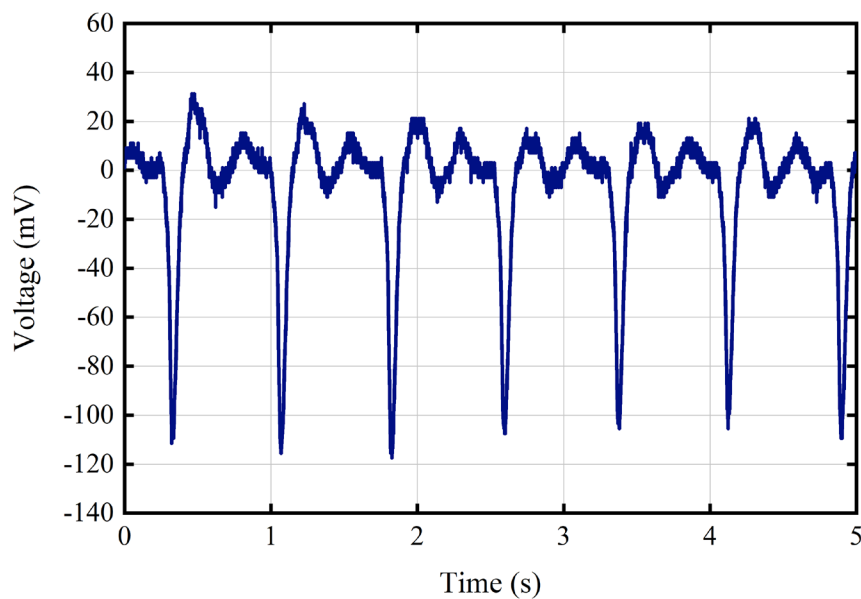


圖 4-13 綁帶固定力過大時觀察到之反相輸出訊號

由於活動探頭的設置與壓電懸臂梁之自由端距離約 3 mm，因此當綁帶固定力過大，使懸臂梁自由端被壓至結構底部時，活動探頭若持續受到脈搏或皮膚壓力作用，其受力狀態將不再等同於一般懸臂梁自由端受壓。此時壓電片可能近似形成兩端受限，而中間區域受到活動探頭下壓之變形狀態。



在正常懸臂梁受壓狀態下，壓電片下方之陶瓷層主要受到壓縮應變，因此輸出訊號呈現原本之極性。然而，當自由端已接觸結構底部後，活動探頭繼續下壓會使壓電片中間區域向下凹陷，造成陶瓷層轉為受到拉伸應變。當陶瓷層由壓縮轉為拉伸時，輸出電壓極性亦會隨之反轉，因此量測訊號會呈現反相現象。

此結果顯示，組合式探頭雖可降低綁附力直接作用於活動探頭的影響，但實際穿戴量測時仍需控制綁帶鬆緊，使活動探頭與壓電懸臂梁保留足夠的位移空間。適當的初始接觸壓力可維持探頭與皮膚表面接觸，同時避免壓電片在量測前即產生過大的初始變形，進而提高脈搏訊號量測之穩定性。

此外，上述現象也說明活動探頭之幾何尺寸會影響量測結果。若活動探頭高度過高，或相對於固定探頭之突出量過大，則在綁帶固定時較容易受到皮膚下陷與綁附力影響，使壓電懸臂梁產生過大的初始位移。因此，後續設計可適當縮短活動探頭高度，或降低其相對於固定探頭之突出量，使固定探頭能承受主要綁附力，同時讓活動探頭保留足夠的位移空間。此設計可減少活動探頭被預先壓至結構底部的情形，進而降低訊號反相與量測不穩定的可能性。

第五章 壓電感測元件之理論分析與數值模擬



5.1 壓電材料本構關係與材料參數

壓電效應是一種機械能與電能相互轉換的物理現象，分為正壓電效應（Direct Piezoelectric Effect）與逆壓電效應（Converse Piezoelectric Effect）。當壓電材料因受力而拉伸或壓縮時，材料內部的電荷分布會因為形變而改變，進而在材料表面產生正負電荷，此現象稱為正壓電效應，常應用於感測器與能量擷取裝置。而當在壓電材料表面施加電壓時，外加電場會使材料內部的偶極矩重新排列，進而引發材料產生形變，此現象稱為逆壓電效應，常應用於致動器。本文將壓電材料假設為線性材料，以進行後續理論推導。

由熱力學第一定律得知：

$$\delta\tilde{U} = T_{ij}\delta S_{ij} + \tilde{E}_i\delta D_i \quad (5-1)$$

其中， $\tilde{U}$ 為壓電能量密度（Energy Density of Piezoelectric Material）， T_{ij} 為應力（Stress）， S_{ij} 為應變（Strain）， $\tilde{E}_i$ 為電場（Electric Field）， D_i 為電位移（Electric Displacement）。接著定義電焓密度 $\tilde{H}$ （Electric Enthalpy）為

$$\tilde{H} = \tilde{U} - \tilde{E}_i D_i \quad (5-2)$$

將(5-2)式微分並將(5-1)式代入後可以得到

$$\delta\tilde{H} = T_{ij}\delta S_{ij} - D_i\delta\tilde{E}_i \quad (5-3)$$

得知電焓密度 $\tilde{H}$ 為應變 S_{ij} 和電場 $\tilde{E}_i$ 的函數 $\tilde{H}(S_{ij}, \tilde{E}_i)$ 。根據多變數函數的全微分概念， $\tilde{H}$ 的變分可以表示為

$$\delta\tilde{H} = \frac{\partial\tilde{H}}{\partial S_{ij}}\delta S_{ij} + \frac{\partial\tilde{H}}{\partial\tilde{E}_i}\delta\tilde{E}_i \quad (5-4)$$



將(5-4)式代入(5-3)式後可以得到

$$\left(\frac{\partial \tilde{H}}{\partial S_{ij}} - T_{ij} \right) \delta S_{ij} + \left(\frac{\partial \tilde{H}}{\partial \tilde{E}_i} + D_i \right) \delta \tilde{E}_i = 0 \quad (5-5)$$

由於 δS_{ij} 與 $\delta \tilde{E}_i$ 為任意值，因此可以得到

$$T_{ij} = \frac{\partial \tilde{H}}{\partial S_{ij}}, \quad D_i = -\frac{\partial \tilde{H}}{\partial \tilde{E}_i} \quad (5-6)$$

在線性壓電理論的假設下，電焓密度 $\tilde{H}$ 可表示為應變與電場的二次函數

$$\tilde{H} = \frac{1}{2} c_{ijkl}^E S_{ij} S_{kl} - e_{kij} \tilde{E}_k S_{ij} - \frac{1}{2} \varepsilon_{ij}^S \tilde{E}_i \tilde{E}_j \quad (5-7)$$

上式中，第一項代表材料的彈性應變能，第二項代表機械場與電場之間的壓電耦合能，第三項代表介電儲能。其中， c_{ijkl}^E 為固定電場下之彈性常數 (Elastic Constant)， ε_{ij}^S 為固定應變下之介電係數 (Dielectric Constant)， e_{kij} 為壓電應力係數 (Piezoelectric Stress Constant)。

將(5-7)式偏微分並代入(5-6)式後可得到壓電本構方程式

$$\begin{cases} T_{ij} = c_{ijkl}^E S_{kl} - e_{kij} \tilde{E}_k \\ D_i = e_{jkl} S_{kl} + \varepsilon_{ij}^S \tilde{E}_j \end{cases} \quad (5-8)$$

將張量表示法改為矩陣表示法 (Voigt Notation)

$$T_{ij} = T_p, \quad c_{ijkl}^E = c_{pq}^E, \quad e_{ikl} = e_{iq} \quad (5-9)$$

其中，下標 $p, q = 1 \sim 6$ ，分別對應 $ij, kl = 11, 22, 33, 23, 13, 12$ ，且當 $q = 1, 2, 3$ 時 $S_{kl} = S_q$ ， $q = 4, 5, 6$ 時 $2S_{kl} = S_q$ 。本研究所使用的壓電材料為橫向等向性材料，極化方向為 3 方向，因此可依其材料對稱性，將(5-8)式進一步簡化並寫成以矩陣形式之本構方程式：

$$\begin{Bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \\ D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -e_{31} \\ c_{12}^E & c_{11}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -e_{31} \\ c_{13}^E & c_{13}^E & c_{33}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -e_{33} \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 & 0 & -e_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & -e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66}^E & 0 & 0 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & \varepsilon_{11}^S & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & 0 & 0 & \varepsilon_{11}^S & 0 \\ e_{31} & e_{31} & e_{33} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \varepsilon_{33}^S \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \\ E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{Bmatrix} \quad (5-10)$$



其中， $c_{66}^E = \frac{c_{11}^E - c_{12}^E}{2}$ 。

然而，壓電材料之參數在不同文獻或材料規格書中常以不同形式表示，為建立本文後續分析所需之完整壓電材料參數，需要先利用相關轉換關係，將已知材料常數換算為一致之表示形式。因此，以下為常用的機電耦合轉換公式：

$$\begin{aligned} s_{pq}^E c_{qp}^E &= 1, s_{pq}^D c_{qp}^D = 1 \\ s_{pq}^D &= s_{pq}^E - d_{ip} g_{pk}, \varepsilon_{ik}^T = \varepsilon_{ik}^S + d_{ip} e_{pk} \\ d_{ip} &= e_{iq} s_{qp}^E \end{aligned} \quad (5-11)$$

其中， s_{pq}^E 為固定電場下之柔度常數（Compliance Constant）， d_{ip} 為壓電應變係數（Piezoelectric Strain Constant）， g_{pk} 為壓電電壓係數（Piezoelectric Voltage Constant）， ε_{ij}^T 為固定應力下之介電係數（Dielectric Constant）。若材料規格提供的是固定電場下的楊氏模數 E_{11}^E 、 E_{33}^E 與蒲松比（Poisson's Ratio） ν ，則可以進一步利用彈性關係將其換算為所需之柔度常數，如下式所示：

$$s_{11}^E = \frac{1}{E_{11}^E}, s_{33}^E = \frac{1}{E_{33}^E}, s_{12}^E = -\nu s_{11}^E, s_{66}^E = 2(s_{11}^E - s_{12}^E) \quad (5-12)$$

壓電材料常數與機電耦合係數（Electromechanical Coupling Factor） k 的關係為

$$d_{ij}^2 = k_{ij}^2 \varepsilon_{ii}^T s_{jj}^E \quad (5-13)$$



固定電場與固定電位移的柔度常數關係為

$$s_{13}^E = s_{13}^D (1 - k_{31}^2) + k_{31} k_{33} \sqrt{s_{11}^E s_{33}^E} \quad (5-14)$$

轉換後的壓電係數與剛性係數的關係

$$\begin{aligned} e_{15} &= d_{15} c_{44}^E \\ e_{31} &= d_{31} (c_{11}^E + c_{12}^E) + d_{33} c_{13}^E \\ e_{33} &= 2d_{31} c_{13}^E + d_{33} c_{33}^E \end{aligned} \quad (5-15)$$

將(5-15)式所得的壓電應力係數代入(5-11)式中的 $\varepsilon_{ik}^T = \varepsilon_{ik}^S + d_{ip} e_{pk}$ 可得

$$\begin{aligned} \varepsilon_{11}^S &= \varepsilon_{11}^T - e_{15} d_{15} \\ \varepsilon_{33}^S &= \varepsilon_{33}^T - 2e_{31} d_{31} - e_{33} d_{33} \end{aligned} \quad (5-16)$$

根據上述轉換之關係式，即可得到壓電本構方程式中所需的 10 個壓電材料常數。

本文所使用之壓電陶瓷材料常數為針對本研究所用壓電元件，由實驗室協助進行材料測試與參數反算後提供，並列於表 5-1 中。表中參數將作為後續矩形壓電片與圓形壓電片理論分析及數值模擬之材料依據。

表 5-1 壓電陶瓷材料常數

Material Property	Symbol	Value
Mechanical		
Density (kg/m ³)	ρ_p	7130
Elastic Modulus (N/m ²)	s_{11}^E	1.867×10 ⁻¹¹
	s_{33}^E	2.151×10 ⁻¹¹
Poisson's Ratio	ν_p	0.43
Dielectric		
Relative Dielectric Constants	$\epsilon_{11}^T / \epsilon_0$	2258
	$\epsilon_{33}^T / \epsilon_0$	2497
Dielectric Constant in Vacuum (F/m)	ϵ_0	8.854×10 ⁻¹²
Piezoelectric		
Piezoelectric Strain Coefficients (m/volt)	d_{33}	5.50×10 ⁻¹⁰
	d_{31}	-1.54×10 ⁻¹⁰
	d_{15}	6.38×10 ⁻¹⁰
Coupling Coefficients	k_{33}	0.80
	k_{31}	0.24
	k_{15}	0.55

5.2 矩形壓電片壓電陶瓷長度對輸出電壓之影響

壓電感測元件之輸出表現不僅與材料常數有關，也會受到壓電材料配置範圍與結構邊界條件影響。Piliposian 等人[18]針對具壓電貼片之複合板進行理論分析，指出壓電貼片的長度與位置會影響結構所產生之電荷量，且在不同邊界條件下皆存在較佳的貼片配置位置。由於懸臂梁結構受外力作用時，彎曲應變主要集中於固定端附近，因此壓電陶瓷長度未必需要覆蓋整個結構長度，而可透過調整陶瓷配置範圍，在材料使用量與輸出效能之間取得平衡。

基於上述概念，本節以前述實驗中所使用之矩形壓電元件尺寸作為分析基礎，建立矩形壓電複合懸臂梁之理論模型與有限元素模型。其幾何參數與受力方式如圖 5-1 所示。模型中調整壓電陶瓷層由固定端向自由端延伸之長度 a ，藉此分析壓電陶瓷長度對輸出電壓之影響。此分析主要用於評估在減少壓電陶瓷使用量的情況下，是否仍可維持足夠的輸出訊號，並進一步尋找材料使用量與輸出效能之間的平衡。

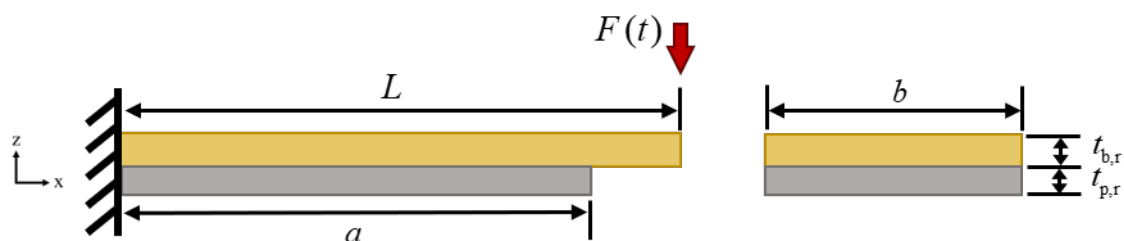


圖 5-1 矩形壓電元件懸臂梁之幾何參數與受力示意圖

在初步分析中，本節先以正弦波作為輸入力，建立矩形壓電懸臂梁之基本輸出模型。由開路電壓推導可知，壓電陶瓷面積增加雖會提高產生電荷量，但同時也會使壓電元件本身之電容增加，因此面積變化對輸出電壓之影響會在開路電壓計算中部分被電容項抵銷。因此，若僅以開路電壓作為評估依據，較難完整呈現壓電陶瓷長度改變對實際量測輸出訊號之影響。基於此，後續進一步加入示波器之等效輸入電阻與輸入電容，分析壓電元件直接連接示波器時之輸出電壓。此外，為比較不同輸入力波形對結果之影響，本文亦採用對數常態分布函數作為暫態脈衝輸入力，並結合電荷放大器模型，觀察輸入力形式與後端電路條件對壓電陶瓷長度與輸出電壓關係之影響。

5.2.1 正弦波輸入下之輸出電壓分析

首先，以正弦波作為矩形壓電複合懸臂梁之輸入力。其中，壓電陶瓷層長度為 a ，厚度為 $t_{p,r}$ 。黃銅層長度為 L ，厚度為 $t_{b,r}$ 。兩層之共同寬度為 b 。其中下標 r 表示矩形壓電懸臂梁之相關參數。以壓電本構方程式描述應力、應變、電場與電位移之關係：



$$\begin{cases} T_{ij} = c_{ijkl}^E S_{kl} - e_{kij} \tilde{E}_k \\ D_i = e_{jkl} S_{kl} + \varepsilon_{ij}^S \tilde{E}_j \end{cases} \quad (5-17)$$

由於主要考慮懸臂梁受彎曲時，壓電層軸向應變 S_1 與厚度方向的電位移 D_3 之耦合關係，因此可以簡化為 1-3 耦合形式：

$$D_3 = e_{31} S_1 + \varepsilon_{33}^S \tilde{E}_3 \quad (5-18)$$

複合梁截面為壓電陶瓷層與黃銅層組成。各層之截面二次矩為

$$I_{p,r} = \frac{bt_{p,r}^3}{12} \text{ 、 } I_{b,r} = \frac{bt_{b,r}^3}{12} \quad (5-19)$$

以壓電陶瓷底部為 $z = 0$ ，並令厚度方向向上為正，則兩層之截面形心位置可以表示為

$$z_{p,r} = \frac{t_{p,r}}{2} \text{ 、 } z_{b,r} = t_{p,r} + \frac{t_{b,r}}{2} \quad (5-20)$$

各層截面積則為

$$A_{p,r} = t_{p,r} b \text{ 、 } A_{b,r} = t_{b,r} b \quad (5-21)$$

其中， $A_{p,r}$ 與 $A_{b,r}$ 分別為壓電陶瓷層與黃銅層之截面積。由於複合梁由兩種不同材料組成，其中性軸位置需考慮各層之彈性模數與面積加權，因此，中性軸位置可以表示為

$$\bar{z}_{n,r} = \frac{E_{p,r} A_{p,r} z_{p,r} + E_{b,r} A_{b,r} z_{b,r}}{E_{p,r} A_{p,r} + E_{b,r} A_{b,r}} \quad (5-22)$$

其中， $E_{p,r}$ 與 $E_{b,r}$ 分別為壓電陶瓷層與黃銅層之楊氏模數。中性軸至壓電陶瓷層與黃銅層重心之距離為

$$n_{p,r} = \bar{z}_{n,r} - z_{p,r} \text{ 、 } n_{b,r} = z_{b,r} - \bar{z}_{n,r} \quad (5-23)$$

接著利用平行軸定理，可以將複合梁之等效彎曲剛度表示為各層彎曲剛度之總和

$$(EI)_{eq} = \sum_i E_{i,r} \left[I_{i,r} + A_{i,r} (z_{i,r} - \bar{z}_{n,r})^2 \right] \quad (5-24)$$

展開後可得

$$(EI)_{eq} = E_{p,r} (I_{p,r} + A_{p,r} n_{p,r}^2) + E_{b,r} (I_{b,r} + A_{b,r} n_{b,r}^2) \quad (5-25)$$

當懸臂梁自由端受到正弦波外力 $F(t) = F_0 \sin(\omega t)$ 作用時，距離固定端 x 處之彎矩

可以表示為

$$M(x, t) = F(t)(L - x) = F_0 (L - x) \sin(\omega t), \quad 0 \leq x \leq L \quad (5-26)$$

因此，複合梁的曲率可以由彎矩與等效彎曲剛度之關係表示為

$$\kappa(x, t) = \frac{M(x, t)}{(EI)_{eq}} = \frac{F_0 (L - x)}{(EI)_{eq}} \sin(\omega t) \quad (5-27)$$

壓電層因彎曲產生之軸向應變則為

$$S_1(x, t) = -n_{p,r} \kappa(x, t) = -n_{p,r} \frac{F_0 (L - x)}{(EI)_{eq}} \sin(\omega t), \quad 0 \leq x \leq a \quad (5-28)$$

由於後續電荷計算主要使用壓電陶瓷層因彎曲變形所產生之電荷量，因此可取其

軸向應變之幅值為

$$S_{1,amp}(x) = -n_{p,r} \frac{F_0 (L - x)}{(EI)_{eq}} \quad (5-29)$$

將(5-29)代入(5-18)中，厚度方向之電位移可表示為

$$D_3(x, t) = e_{31} S_1(x, t) + \varepsilon_{33}^S \tilde{E}_3(x, t) \quad (5-30)$$

若僅考慮由機械應變所造成之電位移分量，則其幅值為

$$D_{3,amp}(x) = -e_{31} n_{p,r} \frac{F_0 (L - x)}{(EI)_{eq}} \quad (5-31)$$

因此，壓電陶瓷區域所產生之總電荷幅值 $Q_{amp}(a)$ 可由電位移對電極面積積分求得。

由於本文模型假設寬度方向分布均勻，因此面積積分可化為壓電陶瓷寬度 b 乘上長度方向積分

$$Q_{\text{amp}}(a) = \iint_A D_{3,\text{amp}}(x) dA = b \int_0^a D_{3,\text{amp}}(x) dx = -be_{31}n_{p,r} \frac{F_0}{(EI)_{\text{eq}}} \int_0^a (L-x) dx \quad (5-32)$$

展開後可得

$$Q_{\text{amp}}(a) = -be_{31}n_{p,r} \frac{F_0}{(EI)_{\text{eq}}} \left(La - \frac{a^2}{2} \right) \quad (5-33)$$

在正弦波輸入力作用下，產生電荷可表示為

$$Q_m(a, t) = Q_{\text{amp}}(a) \sin(\omega t) \quad (5-34)$$

壓電陶瓷層可視為一平行板電容，其電容值為

$$C_p(a) = \frac{\varepsilon_{33}^S ab}{t_{p,r}} \quad (5-35)$$

由此可得開路電壓幅值為

$$V_{\text{oc}}(a) = \frac{Q_{\text{amp}}(a)}{C_p(a)} = -\frac{e_{31}n_{p,r}t_{p,r}F_0}{\varepsilon_{33}^S(EI)_{\text{eq}}} \left(L - \frac{a}{2} \right) \quad (5-36)$$

由上式可看出，在開路條件下，電荷量雖然會隨壓電陶瓷面積增加而提高，但電容值也同時隨面積增加，使輸出電壓中寬度與長度的部分影響被消去。因此，開路電壓僅能代表未考慮外部量測電路負載時之理想輸出結果，若要進一步評估量測端對輸出訊號之影響，仍需加入後端電路模型進行分析。

為使計算結果能對應壓電訊號量測情境，本文進一步加入示波器之等效輸入電路。示波器輸入端可以近似為一輸入電阻 R_{scope} 與輸入電容 C_{scope} 並聯之電路，而壓電元件本身則可以視為一電流源 $i_m(t)$ 與電容 C_p 並聯。因此，當壓電元件接至示波器時，節點電壓 $v(t)$ 會同時受到壓電元件電容、示波器輸入電容與輸入電阻之影響，其等效電路如圖 5-2 所示。根據克希霍夫電流定律 (Kirchhoff's Current Law, KCL)，可得



$$i_m(a, t) = C_p(a) \frac{dv}{dt} + C_{scope} \frac{dv}{dt} + \frac{v(a, t)}{R_{scope}} \quad (5-37)$$

由於壓電元件電容 C_p 與示波器輸入電容 C_{scope} 皆與節點電壓並聯，因此總等效電容可表示為

$$C_{tot}(a) = C_p(a) + C_{scope} \quad (5-38)$$

其中， C_{tot} 為節點等效電容。節點電流平衡式可以簡化為

$$i_m(a, t) = C_{tot}(a) \frac{dv}{dt} + \frac{v(a, t)}{R_{scope}} \quad (5-39)$$

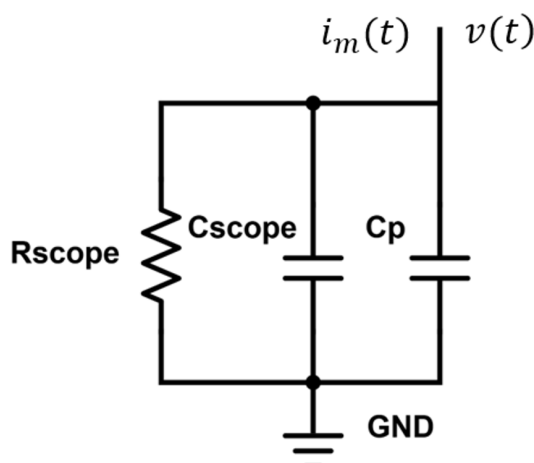


圖 5-2 壓電元件連接示波器之電路示意圖

電流為電荷對時間之微分，因此可得

$$i_m(a, t) = \frac{dQ_m(a, t)}{dt} = Q_{amp}(a) \omega \cos(\omega t) \quad (5-40)$$

令電流幅值為

$$I_0(a) = Q_{amp}(a) \omega \quad (5-41)$$

則電流可以表示為

$$i_m(a, t) = I_0(a) \cos(\omega t) \quad (5-42)$$

將其代入(5-39)式，可得示波器量測條件下之電路微分方程式



$$C_{\text{tot}}(a) \frac{dv}{dt} + \frac{v(a,t)}{R_{\text{scope}}} = I_0(a) \cos(\omega t) \quad (5-43)$$

由於輸入電流為正弦函數，因此可假設節點電壓在穩態下亦為相同角頻率之正弦響應，其形式為

$$v(a,t) = B_1 \cos(\omega t) + B_2 \sin(\omega t) \quad (5-44)$$

其中， B_1 與 B_2 為待定係數，且其數值會隨壓電陶瓷長度 a 改變。對時間微分後可得

$$\frac{dv}{dt} = -B_1 \omega \sin(\omega t) + B_2 \omega \cos(\omega t) \quad (5-45)$$

將(5-44)式與(5-45)式代入(5-43)式，可得

$$C_{\text{tot}}(a) (-B_1 \omega \sin(\omega t) + B_2 \omega \cos(\omega t)) + \frac{B_1 \cos(\omega t) + B_2 \sin(\omega t)}{R_{\text{scope}}} = I_0(a) \cos(\omega t) \quad (5-46)$$

將式中 $\cos(\omega t)$ 與 $\sin(\omega t)$ 之係數分別整理，可得

$$C_{\text{tot}}(a) B_2 \omega + \frac{B_1}{R_{\text{scope}}} = I_0(a) \quad (5-47)$$

$$-C_{\text{tot}}(a) B_1 \omega + \frac{B_2}{R_{\text{scope}}} = 0 \quad (5-48)$$

由(5-48)式可得

$$B_2 = R_{\text{scope}} C_{\text{tot}}(a) B_1 \omega \quad (5-49)$$

將(5-49)代入(5-47)可得

$$C_{\text{tot}}(a) (R_{\text{scope}} C_{\text{tot}}(a) B_1 \omega) \omega + \frac{B_1}{R_{\text{scope}}} = I_0(a) \quad (5-50)$$

整理後可得

$$B_1 = \frac{I_0(a)}{\frac{1}{R_{\text{scope}}} + R_{\text{scope}} (C_{\text{tot}}(a))^2 \omega^2} \quad (5-51)$$

再將(5-51)代回(5-49)，可得

$$B_2 = \frac{R_{\text{scope}} C_{\text{tot}}(a) \omega I_0(a)}{\frac{1}{R_{\text{scope}}} + R_{\text{scope}} (C_{\text{tot}}(a))^2 \omega^2} \quad (5-52)$$

將(5-51)與(5-52)代回(5-44)式後，可得節點電壓在時間域下之穩態響應為

$$v(a,t) = \frac{I_0(a)}{\frac{1}{R_{\text{scope}}} + R_{\text{scope}} (C_{\text{tot}}(a))^2 \omega^2} \cos(\omega t) + \frac{R_{\text{scope}} C_{\text{tot}}(a) \omega I_0(a)}{\frac{1}{R_{\text{scope}}} + R_{\text{scope}} (C_{\text{tot}}(a))^2 \omega^2} \sin(\omega t) \quad (5-53)$$

其穩態振幅可表示為

$$V_{\text{amp}}(a) = \sqrt{B_1^2 + B_2^2} = \frac{I_0(a)}{\sqrt{\left(\frac{1}{R_{\text{scope}}}\right)^2 + (\omega C_{\text{tot}}(a))^2}} = \frac{Q_{\text{amp}}(a) \omega}{\sqrt{\left(\frac{1}{R_{\text{scope}}}\right)^2 + (\omega C_{\text{tot}}(a))^2}} \quad (5-54)$$

由上式可知，當壓電元件連接示波器時，輸出電壓不僅與壓電元件產生之電荷量 Q_{amp} 有關，也受到示波器輸入電阻 R_{scope} 、總等效電容 C_{tot} 以及輸入頻率 ω 影響。

為了驗證理論模型中壓電陶瓷長度對輸出電壓之影響，本文進一步使用有限元素法模擬。模型由壓電陶瓷層與黃銅貼合而成，其中黃銅層厚度為 0.1 mm，壓電陶瓷層厚度為 0.07 mm，兩層的寬度皆為 6 mm。黃銅層長度固定為 13.5 mm，壓電陶瓷層長度則由固定端開始配置，並由自由端方向逐步縮短長度，長度範圍由 13.5 mm 減少至 0.5 mm，每組間隔 0.5 mm。此設定主要是因為懸臂梁受自由端外力作用時，彎矩與應變通常於固定端附近最大，因此保留固定端之壓電陶瓷區域，可較有效利用主要變形區域產生電荷。

材料參數部分，壓電陶瓷層採用表 5-1 所列之材料常數。由於壓電元件廠商未提供黃銅層之材料參數，因此本文於理論與有限元素模擬中皆以 COMSOL 內建之 Copper 材料參數作為黃銅層之近似材料設定。其中，楊氏模數 $E_{\text{b,r}} = 110 \text{ GPa}$ 、浦松比 $\nu_{\text{b}} = 0.34$ ，雖然與實際黃銅材料仍可能存在差異，但此處主要目的為比較不同壓電陶瓷長度下之相對輸出趨勢，因此採用一致之材料設定作為理論與模擬結果之比較標準。此外，示波器等效輸入電路參數沿用本研究實驗所使用之示波器規



格，設定輸入電阻 $R_{\text{scope}} = 1 \text{ M}\Omega$ ，輸入電容 $C_{\text{scope}} = 11 \text{ pF}$ 。

邊界條件部分，於懸臂梁根部端面施加固定約束，以模擬懸臂梁固定端。外力則施加於自由端之黃銅層表面，方向為垂直向下。輸入力設定為峰值 0.1 N 、頻率 1 Hz 之正弦波，模擬時間為 3 s 。理論模型與有限元素模擬採用相同之幾何尺寸、材料參數、壓電陶瓷長度範圍與輸入力條件，以確保兩者比較基準一致，進而觀察壓電陶瓷長度改變對輸出電壓之影響。

為比較不同壓電陶瓷長度下之輸出表現，本文以輸出電壓峰值作為主要評估指標。圖 5-3 為正弦波輸入下，不同壓電陶瓷長度之峰值電壓理論計算與 COMSOL 模擬結果比較。由圖中可以觀察到，隨著壓電陶瓷長度增加，理論計算與 COMSOL 模擬結果皆呈現輸出電壓峰值上升之趨勢。當壓電陶瓷長度較短時，參與彎曲變形並產生電荷之有效區域較小，因此輸出電壓較低。而隨著壓電陶瓷由固定端向自由端延伸，整體受彎曲作用之壓電區域增加，使輸出電壓峰值逐漸提高。然而，當壓電陶瓷長度持續增加後，輸出電壓的增加幅度逐漸趨緩，顯示壓電陶瓷長度與輸出電壓之間並非線性關係，而是呈現逐漸飽和的趨勢。此現象與懸臂梁受自由端外力作用時之彎矩分布相關，由於彎矩會由固定端往自由端逐漸降低，固定端附近具有較大的彎曲應變，因此當壓電陶瓷由固定端開始配置時，初期增加陶瓷長度可明顯提升輸出電壓。隨著壓電陶瓷長度進一步向自由端延伸，新增覆蓋範圍所對應之彎曲應變逐漸降低，使輸出電壓增幅亦隨之減小。因此，增加壓電陶瓷長度雖然可以提高輸出訊號，但當長度增加至一定程度後，其效益會逐漸下降。

由圖 5-3 亦可觀察到，COMSOL 模擬所得之峰值電壓整體高於理論計算值，但兩者在不同壓電陶瓷長度下具有相近的變化趨勢。兩者數值差異可能來自模型假設不同，理論模型將複合結構簡化為一維 Euler-Bernoulli 梁，並假設應變沿寬度方向均勻分布。而有限元素模型則可反映幾何端部、局部應力與電場分布等效應。因此，理論模型較適合用於判斷壓電陶瓷長度改變時之相對趨勢，而非完全預測輸出電壓之絕對值。



為進一步比較理論與模擬結果之趨勢，圖 5-4 將峰值電壓分別以各自最大值進行正規化。正規化後可以看出，理論計算與 COMSOL 模擬結果皆呈現相同的上升與趨緩趨勢，顯示兩者對壓電陶瓷長度影響之預測具有一致性。不過，在壓電陶瓷長度約 1 mm 至 8 mm 區間內，模擬之正規化峰值略高於理論值，表示模擬中較短壓電陶瓷長度所保留的相對輸出比例較高，此差異可能與理論模型的一維假設有關。理論模型主要根據梁長方向的彎矩與應變分布估算輸出，並假設寬度方向上的應變與電位移分布均勻。然而有限元素模型能呈現固定端附近較複雜的受力狀態與電場分布。當壓電陶瓷長度較短時，其覆蓋範圍主要集中於固定端附近之高彎曲應變區，因此模擬所得之相對輸出比例略高於一維理論模型之預測。隨著壓電陶瓷長度向自由端延伸，新增覆蓋範圍所對應的彎曲應變逐漸降低，輸出增幅也逐漸趨緩，使兩者在較長陶瓷長度下皆逐漸接近最大值。

整體而言，理論與模擬結果皆顯示壓電陶瓷長度增加可提升輸出電壓，但其增幅會隨長度增加而逐漸降低。由圖 5-4 可進一步看出，當壓電陶瓷長度達到約 9 mm 後，輸出電壓已接近最大值的九成以上。若繼續增加至完整長度 13.5 mm，輸出提升幅度相對有限。此結果表示，當適當縮短壓電陶瓷長度，仍可保有接近完整長度之輸出表現，進而達到減少壓電陶瓷使用量並維持有效訊號輸出的目的。

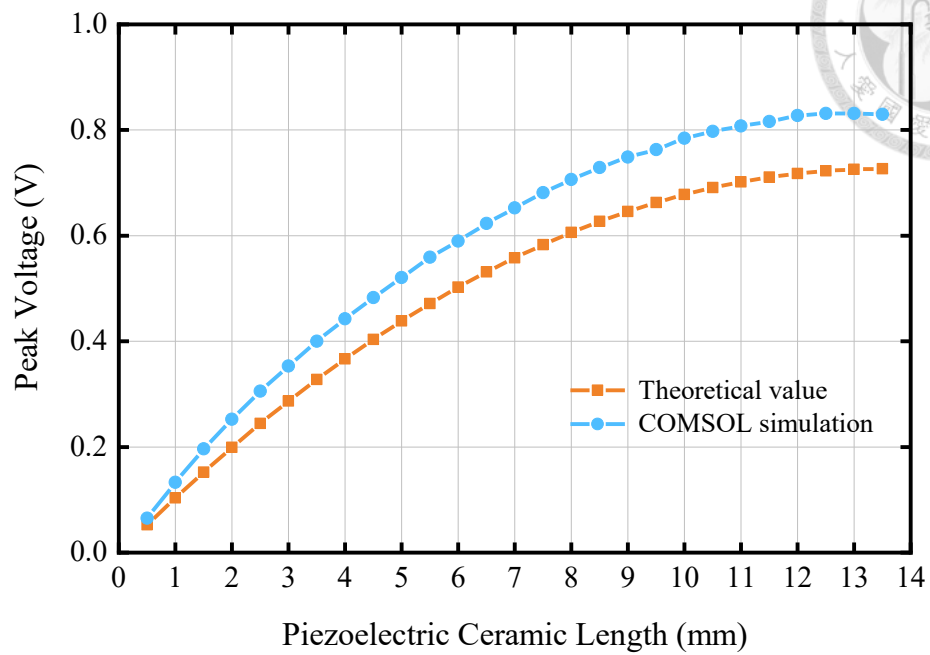


圖 5-3 正弦波輸入下不同壓電陶瓷長度之峰值電壓理論與模擬比較

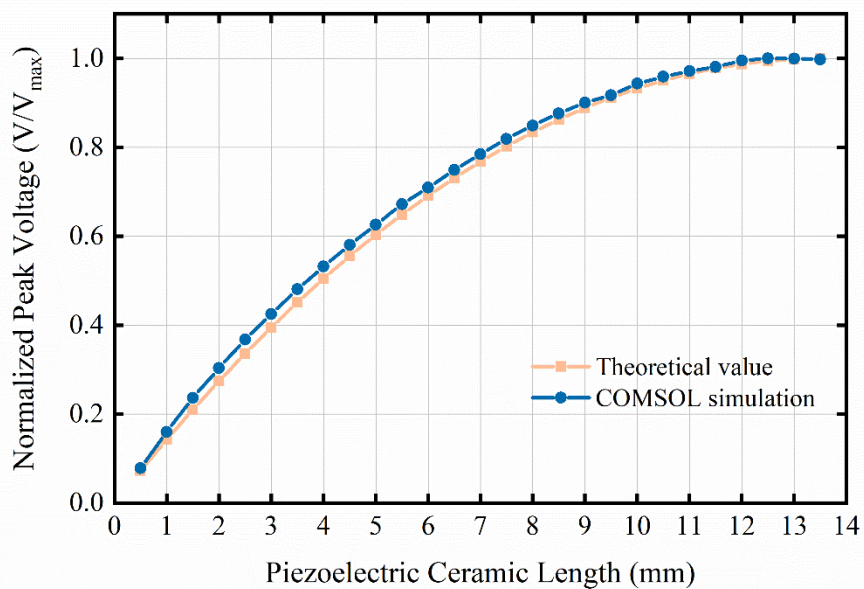


圖 5-4 正弦波輸入下不同壓電陶瓷長度之正規化峰值電壓比較



5.2.2 對數常態分布輸入下之輸出電壓分析

除正弦波輸入外，本文進一步採用對數常態分布函數作為暫態脈衝輸入力，以觀察較接近實際脈搏波形之輸入條件下，壓電陶瓷長度對輸出電壓之影響。Jiang 等人[19]比較 Rayleigh 函數、雙指數函數、高斯函數與對數常態分布函數對撓動脈壓力波形之擬合能力，結果顯示高斯函數與對數常態分布函數具有較低的擬合誤差，其中對數常態分布函數在平均絕對百分比誤差上表現最佳。基於此，本節選用對數常態分布函數描述暫態脈衝輸入力。初步以示波器等效輸入電路進行暫態模擬時，輸出波形可能因脈衝輸入之快速變化與高阻抗讀取條件而出現較明顯的震盪。為使壓電元件產生之電荷能轉換為較穩定且便於比較的電壓訊號，後續模型加入電荷放大器之等效電路，並以輸出電壓峰值作為不同陶瓷長度下之比較指標。

對數常態分布函數之基本函數可以表示為：

$$f(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma t} \exp\left[-\frac{(\ln(t/t_c))^2}{2\sigma^2}\right], \quad t > 0 \quad (5-55)$$

其中， σ 為控制波形寬度之參數， t_c 為控制波形時間尺度與峰值位置之相關參數。

為使不同輸入波形具有相同峰值，將 $f(t)$ 以其最大值 $f_{\max}$ 進行正規化，並乘上峰值

尺度 F_0 ，可得實際輸入力：

$$F(t) = F_0 \frac{f(t)}{f_{\max}} \quad (5-56)$$

其中， F_0 為輸入力峰值。由於後續電荷放大器模型需使用壓電元件產生電荷之時

間變化，因此需進一步求得輸入力對時間之微分。對 $F(t)$ 微分後可得

$$\frac{dF(t)}{dt} = F(t) \left[-\frac{1}{t} - \frac{\ln(t/t_c)}{\sigma^2 t} \right] \quad (5-57)$$

接著，壓電複合懸臂梁在暫態外力 $F(t)$ 作用下，其壓電陶瓷層之軸向應變可由前述懸臂梁彎曲關係寫為

$$S_1(x,t) = -n_{p,r} \frac{F(t)(L-x)}{(EI)_{eq}}, \quad 0 \leq x \leq a \quad (5-58)$$

此式與前述正弦波輸入時之應變表示式相同，差異僅在於輸入力由 $F_0 \sin(\omega t)$ 改為對數常態分布形式之 $F(t)$ 。由於此處欲計算壓電陶瓷受外力變形所產生之電荷，因此取厚度方向電位移中由機械應變造成的部分，可得

$$D_{3,m}(x,t) = e_{31} S_1(x,t) = -e_{31} n_{p,r} \frac{F(t)(L-x)}{(EI)_{eq}} \quad (5-59)$$

將電位移對壓電陶瓷作用面積積分，可得壓電陶瓷產生之總電荷

$$Q_m(a,t) = \iint_A D_{3,m}(x,t) dA = b \int_0^a D_{3,m}(x,t) dx \quad (5-60)$$

代入 $D_{3,m}(x,t)$ 後可得

$$Q_m(a,t) = -be_{31} n_{p,r} \frac{F(t)}{(EI)_{eq}} \int_0^a (L-x) dx \quad (5-61)$$

整理後為

$$Q_m(a,t) = -be_{31} n_{p,r} \frac{F(t)}{(EI)_{eq}} \left(La - \frac{a^2}{2} \right) \quad (5-62)$$

為簡化後續電路方程式，可將與壓電陶瓷長度、材料參數及結構剛性相關之項定義為 $K(a)$

$$K(a) = -\frac{be_{31} n_{p,r}}{(EI)_{eq}} \left(La - \frac{a^2}{2} \right) \quad (5-63)$$

因此，壓電陶瓷產生之電荷可表示為

$$Q_m(a,t) = K(a)F(t) \quad (5-64)$$

由於後續電荷放大器接收的是壓電元件產生電荷的時間變化，因此可將機械電流表示為

$$i_m(a,t) = \frac{dQ_m}{dt} = K(a) \frac{dF}{dt} \quad (5-65)$$

此處與前述壓電元件直接連接示波器之情況不同。當壓電元件接入電荷放大器後，在理想運算放大器假設下，反相輸入端可視為虛接地，使壓電元件端電壓近似維持於零電位，而壓電元件產生之電荷主要轉移至回授電容 C_f ，並由回授電阻 R_f 提供低頻放電路徑。因此，示波器接於電荷放大器輸出端，僅作為輸出電壓之量測負載，而不再直接與壓電元件電容並聯。由於一般電荷放大器輸出阻抗遠低於示波器輸入阻抗，故在此模型中可忽略示波器輸入電容與輸入電阻對壓電端電荷轉換過程之影響，主要考慮回授電容 C_f 與回授電阻 R_f 對輸出電壓的影響。根據節點電流平衡，可得

$$C_f \frac{dv}{dt} + \frac{v(a,t)}{R_f} = -i_m(a,t) \quad (5-66)$$

式中負號代表輸出電壓極性與壓電元件輸入電流方向相反，屬於電荷放大器反相輸出之結果。若後續只比較峰值大小，正負號主要影響波形極性，不影響峰值絕對值的比較。將(5-65)式代入後，可得

$$C_f \frac{dv}{dt} + \frac{v(a,t)}{R_f} = -K(a) \frac{dF(t)}{dt} \quad (5-67)$$

兩邊同除以 C_f ，可整理為標準一階微分方程：

$$\frac{dv}{dt} + \frac{v(a,t)}{R_f C_f} = -\frac{K(a)}{C_f} \frac{dF(t)}{dt} \quad (5-68)$$

為簡化後續表示，令

$$\alpha = \frac{1}{R_f C_f} \quad (5-69)$$



則(5-68)式可寫成

$$\frac{dv}{dt} + \alpha v(a, t) = -\frac{K(a)}{C_f} \frac{dF(t)}{dt} \quad (5-70)$$

為求解此一階線性微分方程，兩側同乘以積分因子 $e^{\alpha t}$ ，可得

$$e^{\alpha t} \frac{dv}{dt} + \alpha e^{\alpha t} v(a, t) = -\frac{K(a)}{C_f} e^{\alpha t} \frac{dF(t)}{dt} \quad (5-71)$$

由乘法微分關係，可將(5-71)式整理為

$$\frac{d}{dt} [e^{\alpha t} v(a, t)] = -\frac{K(a)}{C_f} e^{\alpha t} \frac{dF(t)}{dt} \quad (5-72)$$

接著，對時間由 0 積分至 t ，並假設初始輸出電壓為 $v(0) = 0$ ，可得

$$e^{\alpha t} v(a, t) = -\frac{K(a)}{C_f} \int_0^t e^{\alpha s} \frac{dF(s)}{ds} ds \quad (5-73)$$

其中， s 為積分變數，用以避免與觀察時間 t 混淆。輸出電壓可表示為

$$v(a, t) = -\frac{K(a)}{C_f} e^{-\alpha t} \int_0^t e^{\alpha s} \frac{dF(s)}{ds} ds \quad (5-74)$$

此式顯示電荷放大器的輸出電壓與輸入力 $F(t)$ 的時間變化率有關，因此暫態脈衝

輸入力的上升與下降速度會影響輸出波形。對式中積分項進行分部積分，可得

$$\int_0^t e^{\alpha s} \frac{dF(s)}{ds} ds = e^{\alpha t} F(t) - F(0) - \alpha \int_0^t e^{\alpha s} F(s) ds \quad (5-75)$$

由於對數常態分布輸入力在 $t = 0$ 時可視為零，即 $F(0) = 0$ ，因此上式可代回(5-74)

式，得到

$$v(a, t) = -\frac{K(a)}{C_f} e^{-\alpha t} \left[e^{\alpha t} F(t) - \alpha \int_0^t e^{\alpha s} F(s) ds \right] \quad (5-76)$$

為進一步進行數值與模擬計算，需設定對數常態分布輸入力之波形參數。在參數設定上，本文令 $\sigma = 0.45$ ，以產生具有較明顯上升段與緩慢衰減尾端之脈衝波形。峰值位置參數則設為 $t_c = 0.12$ ，使輸入力峰值出現在模擬初期，便於觀察後續電路響應與電壓衰減情形。輸入力峰值則與前述之正弦波模型相同，設定為 0.1 N 。對應之輸入力波形如圖 5-5 所示。

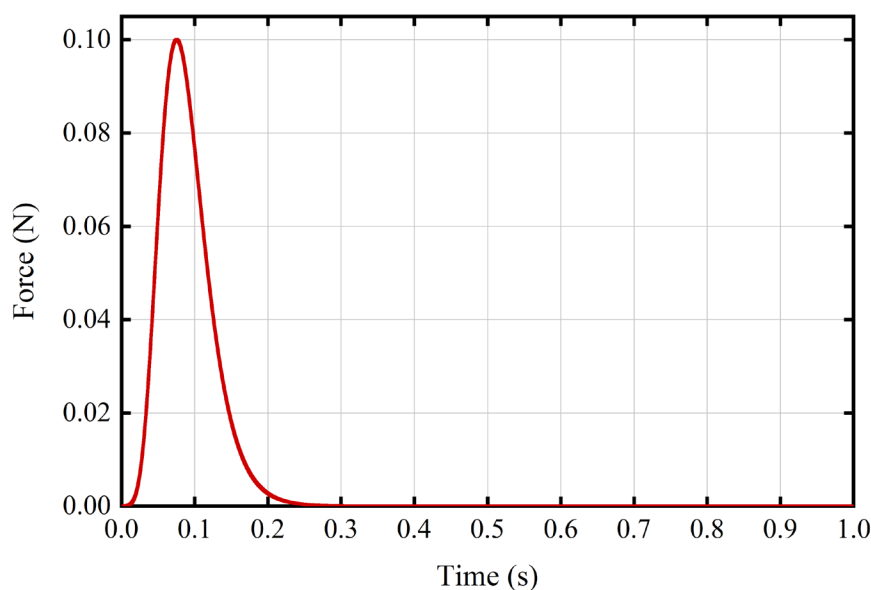
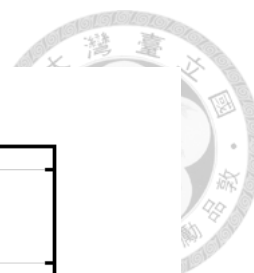


圖 5-5 對數常態分布形式之暫態脈衝輸入力

在有限元素模擬方面，本節所使用之幾何尺寸、材料參數與邊界條件皆與前述正弦波輸入模型相同，以確保不同輸入力波形下之結果具有可比較性。差異在於本節將輸入力改為對數常態分布形式之暫態脈衝，並於電路模型中加入電荷放大器，以觀察壓電陶瓷長度改變時之輸出電壓變化。

電荷放大器之模擬採用 COMSOL 內建電路介面建立，其回授電路由回授電容 C_f 與回授電阻 R_f 組成，並設定 $C_f = 200 \text{ nF}$ 、 $R_f = 10 \text{ G}\Omega$ ，以近似實際電荷放大器之回授特性，並使輸出峰值維持於較穩定且可比較之範圍。為模擬電荷放大器之反相放大特性，本文於模擬之電路中使用電壓控制電壓源作為理想運算放大器之近似模型，使壓電元件輸出端可透過回授電路將產生之電荷轉換為輸出電壓。此設定可避免僅直接連接示波器等效電路時，暫態脈衝輸入下輸出波形出現較明顯振盪而不易比較之問題，並使不同壓電陶瓷長度下之輸出峰值能以較穩定的方式進行分析。

各組模型皆維持黃銅層尺寸不變，僅調整壓電陶瓷層由固定端向自由端延伸之長度。模擬完成後，記錄電荷放大器輸出端之電壓峰值，並與理論模型計算結果

進行比較，以評估對數常態脈衝輸入條件下，壓電陶瓷長度對輸出電壓之影響。

由圖 5-6 可以看出，在對數常態分布輸入力與電荷放大器模型下，理論計算與 COMSOL 模擬結果皆呈現相同的變化趨勢。隨著壓電陶瓷長度增加，輸出電壓峰值逐漸提高，並在長度增加後趨於平緩。此結果與前述正弦波輸入之結果相似，顯示壓電陶瓷長度對輸出電壓的影響主要仍受懸臂梁彎曲應變分布控制。由於固定端附近具有較大的彎曲應變，壓電陶瓷由固定端向自由端延伸時，初期增加長度可有效提升輸出，然而當新增覆蓋範圍逐漸位於較低彎曲應變區時，輸出增幅便會逐漸降低。

雖然本節改以對數常態分布函數作為暫態脈衝輸入力，並加入電荷放大器模型，但圖 5-6 所呈現的長度效應與正弦波輸入結果相近。此現象表示，在本文採用的線性壓電與線性梁假設下，輸入力波形主要影響輸出電壓的時間響應與峰值尺度，而不同壓電陶瓷長度之間的相對變化仍主要受空間上的應變分布所影響。因此，對數常態分布輸入並未明顯改變壓電陶瓷長度與輸出電壓之間的整體關係。

由圖 5-7 之正規化結果可進一步看出，理論與模擬之相對變化趨勢相當接近，顯示在暫態脈衝輸入條件下，理論模型仍可有效描述不同壓電陶瓷長度下之相對輸出比例。與正弦波結果相比，兩者皆呈現相近的上升與飽和趨勢，表示在本文模型與峰值電壓評估指標下，輸入力波形並未明顯改變壓電陶瓷長度對輸出峰值的影響。此結果亦說明，若以壓電感測器測試平台比較不同壓電片設計，雖然其輸入力波形與實際脈搏波形並不完全相同，仍可用於評估不同結構設計之相對輸出趨勢，作為後續元件尺寸設計與實驗比較之參考。

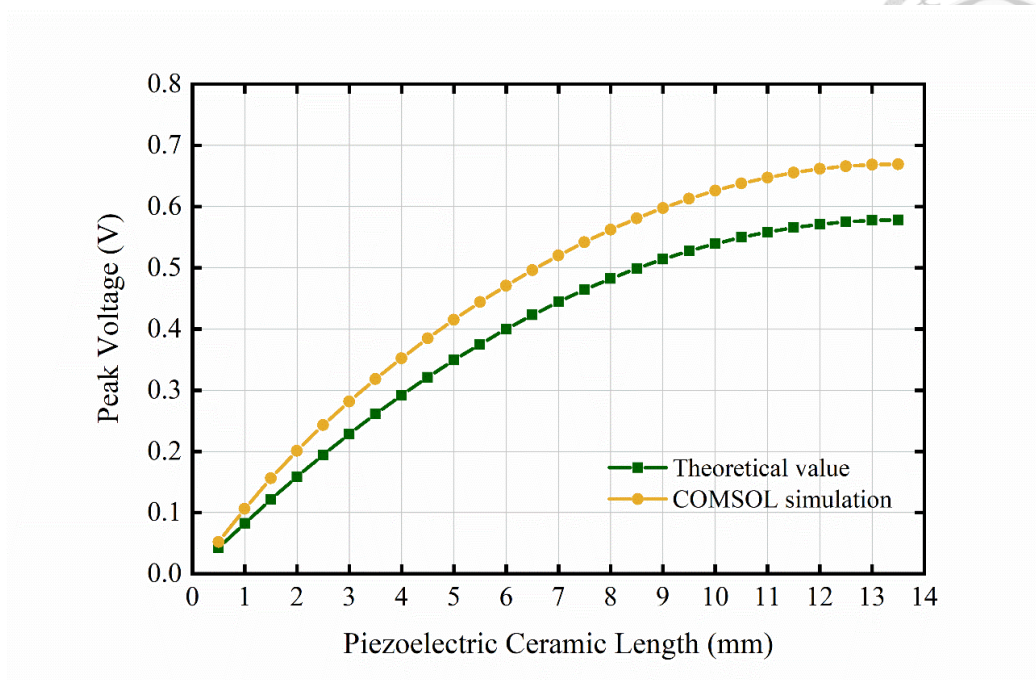


圖 5-6 對數常態分布輸入下不同壓電陶瓷長度之峰值電壓理論與模擬比較

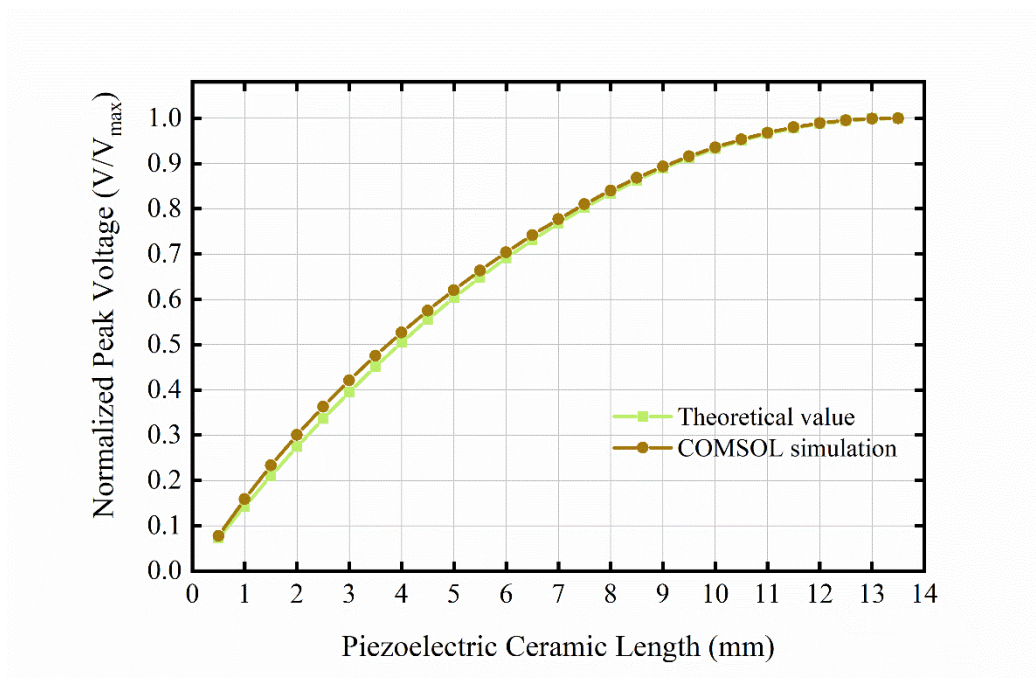


圖 5-7 對數常態分布輸入下不同壓電陶瓷長度之正規化峰值電壓比較



5.3 圓形雙層壓電片配置之理論與模擬分析

為提升圓形壓電片於脈搏量測中的輸出訊號強度，本研究進一步思考感測元件結構之改良可能。前述實驗中所使用之單層壓電元件雖然可量測到穩定訊號，但其輸出幅值仍受限於單一壓電層之變形與發電能力，因此評估是否可透過增加壓電層數，以提升整體電荷輸出與訊號強度。基於此考量，本研究探討將原先作為感測元件之單層壓電元件，改為相同尺寸之雙層壓電元件之可行性。一般市售之雙層壓電陶瓷元件多為三層結構，其中上下兩層為壓電陶瓷，中間則為黃銅基板。若將此結構直接應用於本研究之感測器中，則其中一側之壓電陶瓷將直接與探頭接觸，於反覆受力過程中可能產生破裂或損傷，進而影響元件之量測穩定性與使用壽命。

5.3.1 中性面位置計算

基於前述考量，本研究進一步探討將兩層壓電陶瓷皆配置於同一側的可行性，使黃銅層作為主要受力面，以避免壓電陶瓷直接與外部探頭接觸。然而，壓電材料必須在拉伸或壓縮應變下才能產生電荷輸出，因此當兩層壓電陶瓷皆位於同一側時，需要特別考慮整體結構的中性面位置。若中性面穿過壓電陶瓷層，則同一壓電層內部可能同時存在拉伸與壓縮，造成部分電荷相互抵銷，進而降低整體輸出訊號。故本研究後續將透過理論計算，評估不同層間配置對中性面位置之影響，以尋找最佳的壓電元件配置。

首先定義座標系統。在垂直平面之厚度方向上，以黃銅層與內側壓電陶瓷層之交界面作為座標原點 $z=0$ ，朝黃銅方向定義為正方向，朝壓電陶瓷方向定義為負方向。定義黃銅層、內側壓電陶瓷層與外側壓電陶瓷層的厚度為 t_b 、 t_{p1} 與 t_{p2} ，則各層在厚度方向上的座標範圍可分別表示為 $0 \leq z \leq t_b$ 、 $-t_{p1} \leq z \leq 0$ 與 $-(t_{p1} + t_{p2}) \leq z \leq -t_{p1}$ 。內側壓電陶瓷層為與黃銅層直接接觸之壓電層，外側壓電陶瓷層則為位於最外側之壓電層。

根據 Kirchhoff-Love 薄板理論之彎曲假設，薄板在變形後其厚度方向上的法線會維持直線並垂直於中面，因此板內正應變可以視為沿厚度方向呈線性分布，故任意位置 z 之應變可以表示為

$$\varepsilon(z) = \varepsilon_0 - \kappa z \quad (5-77)$$

其中， ε_0 為參考面 $z=0$ 之面內應變， κ 為結構之曲率。以 z_n 表示中性面位置，則中性面上之應變應為零，即 $\varepsilon(z_n) = 0$ 。因此可由上式得知 $\varepsilon_0 = \kappa z_n$ ，代回後可將應變分布改寫為

$$\varepsilon(z) = -\kappa(z - z_n) \quad (5-78)$$

由上式可以看出 z 方向之應變與其相對於中性面之距離成正比

$$\varepsilon(z) \propto (z - z_n) \quad (5-79)$$

在純彎曲條件下，複合截面於厚度方向所產生之軸向應力合力應為零，因此中性面位置需滿足

$$N_c = \sum_i \int_{A_i} \int_{z_{i-1}}^{z_i} \sigma_i(z) dz dA = 0 \quad (5-80)$$

其中， N_c 為截面之面內合力總和， $\sigma_i(z)$ 為第 i 層材料在位置 z 處之面內應力， A_i 則表示第 i 層之面積。

應力可以表示為

$$\sigma_i(z) = \bar{E}_i \varepsilon(z) = -\bar{E}_i \kappa (z - z_n) \quad (5-81)$$

其中， $\bar{E}_i$ 為第 i 層材料在彎曲方向上的等效彈性模數。假設各層材料於板面內可視為等效各向同性材料，且滿足平面應力假設，則第 i 層材料的等效彈性模數可表示為

$$\bar{E}_i = \frac{E_i}{1 - \nu_i^2} \quad (5-82)$$



將(5-82)式代回(5-80)式後可得

$$\sum_i \int_{A_i} \int_{z_{i-1}}^{z_i} [-\bar{E}_i \kappa (z - z_n)] dz dA = 0 \quad (5-83)$$

由於 $\bar{E}_i$ 與 κ 在各層內可視為常數，且應力僅隨厚度方向 z 改變，因此可將與平面位置無關之項提出，整理為

$$0 = -\kappa \sum_i \bar{E}_i \left(\int_{A_i} dA \right) \left(\int_{z_{i-1}}^{z_i} (z - z_n) dz \right) \quad (5-84)$$

又因 $\int_{A_i} dA$ 即為 A_i ，故可寫成

$$0 = \sum_i \bar{E}_i A_i \int_{z_{i-1}}^{z_i} (z - z_n) dz \quad (5-85)$$

將黃銅層、內側壓電陶瓷層與外側陶瓷層分別代入，可得

$$\bar{E}_b A_b \int_0^{t_b} (z - z_n) dz + \bar{E}_{p1} A_{p1} \int_{-t_{p1}}^0 (z - z_n) dz + \bar{E}_{p2} A_{p2} \int_{-(t_{p1}+t_{p2})}^{-t_{p1}} (z - z_n) dz = 0 \quad (5-86)$$

其中，下標b、p1與p2分別代表黃銅層、內側壓電陶瓷層與外側陶瓷層。各項積分展開後可得

$$\bar{E}_b A_b \left(\frac{t_b^2}{2} - t_b z_n \right) + \bar{E}_{p1} A_{p1} \left(\frac{-t_{p1}^2}{2} - t_{p1} z_n \right) + \bar{E}_{p2} A_{p2} \left[\frac{t_{p1}^2}{2} - \frac{(t_{p1} + t_{p2})^2}{2} - t_{p2} z_n \right] = 0 \quad (5-87)$$

移項整理後可得中性面位置

$$z_n = \frac{\bar{E}_b A_b t_b^2 - \bar{E}_{p1} A_{p1} t_{p1}^2 + \bar{E}_{p2} A_{p2} \left[t_{p1}^2 - (t_{p1} + t_{p2})^2 \right]}{2(\bar{E}_b A_b t_b + \bar{E}_{p1} A_{p1} t_{p1} + \bar{E}_{p2} A_{p2} t_{p2})} \quad (5-88)$$

將各層有效受力面積代入後，可得

$$z_n = \frac{\bar{E}_b R_b^2 t_b^2 - \bar{E}_{p1} R_{p1}^2 t_{p1}^2 + \bar{E}_{p2} R_{p2}^2 \left[t_{p1}^2 - (t_{p1} + t_{p2})^2 \right]}{2(\bar{E}_b R_b^2 t_b + \bar{E}_{p1} R_{p1}^2 t_{p1} + \bar{E}_{p2} R_{p2}^2 t_{p2})} \quad (5-89)$$

其中， R_b 、 R_{p1} 與 R_{p2} 分別為黃銅層、內側壓電陶瓷層與外側壓電陶瓷層的半徑。

綜合上述推導可知，雙層圓形壓電片之中性面位置會隨各層厚度、面積與等效彈性模數改變，而中性面相對於壓電陶瓷層的位置將直接影響各陶瓷層之拉伸或

壓縮狀態。若中性面穿過壓電陶瓷層，則同一陶瓷層內可能同時存在拉伸與壓縮區域，使該層陶瓷所產生之部分電荷互相抵銷，進而降低有效輸出。因此，中性面位置可作為雙層壓電陶瓷配置設計之初步判斷依據，用以判斷各壓電陶瓷層在彎曲變形下之應變狀態。

若兩層壓電陶瓷位於中性面同側，則兩者在彎曲時會具有相同方向之應變。若兩層壓電陶瓷分別位於中性面兩側，則兩者會分別受到拉伸與壓縮作用，應變方向相反。然而，最終輸出電壓是否能夠相加，也與壓電陶瓷之極化方向及電極連接方式有關。例如，當兩層陶瓷位於中性面兩側而應變方向相反時，可透過相反之極化方向與串聯電極連接方式，使兩層陶瓷所產生之電壓同相疊加，進而提高整體輸出。相反地，若極化方向或接線方式配置不當，則即使陶瓷層具有較大的變形量，也可能造成電壓相互抵銷，降低有效輸出。

因此，在雙層圓形壓電片之設計中，應先根據中性面位置判斷各壓電陶瓷層之應變狀態，再進一步決定陶瓷極化方向與電極連接方式，使兩層陶瓷之輸出能依照設計需求進行疊加。由於實際輸出仍會受到圓形板彎曲型態、環形夾持條件、電場分布與電路連接方式影響，本節之中性面分析主要作為後續雙層圓形壓電感測元件結構配置與電極設計之理論基礎。

5.3.2 圓形壓電元件陶瓷配置模擬

為進一步評估雙層同側壓電陶瓷配置對圓形壓電元件輸出訊號之影響，本文以 COMSOL 建立單層與雙層圓形壓電元件模型進行比較分析，並分別於開路條件與納入示波器等效電路之條件下進行模擬，以探討結構配置與後端電路負載對輸出訊號之共同影響。

本節之主要目的為觀察雙層同側配置是否能在避免上表面陶瓷直接受探頭接觸的情況下，仍有效提升輸出電壓。為了評估其輸出效果，另建立三種對照模型進行比較。首先，以單層原始尺寸模型作為基準，用以判斷雙層配置相較於原始單層元件是否具有輸出提升效果。其次，建立雙層兩側配置模型，作為典型雙層彎曲壓

電結構之比較對象。此配置中，上下兩層陶瓷位於黃銅基板兩側，理論上較有利於利用彎曲時兩側相反之拉壓應變進行電壓疊加，因此可作為雙層同側配置之對照。最後，為區分雙層堆疊效果與總陶瓷厚度增加兩者之差異，本文亦建立與雙層模型具有相同總陶瓷厚度之單層加厚模型。

四種圓形壓電元件之配置模型如圖 5-8 所示。圖 5-8(a)為單層原始尺寸模型，由一層厚度 0.07 mm 之壓電陶瓷與一層厚度 0.1 mm 之黃銅基板所組成。圖 5-8(b)為雙層壓電陶瓷同側配置，將兩層厚度皆為 0.07 mm 之壓電陶瓷配置於黃銅基板同一側，作為本節主要探討之雙層配置。圖 5-8(c)為雙層壓電陶瓷兩側配置，於黃銅基板上下兩側各配置一層厚度 0.07 mm 之壓電陶瓷。圖 5-8(d)則為單層加厚模型，由一層厚度 0.14 mm 之壓電陶瓷與一層厚度 0.1 mm 之黃銅基板所組成，其總陶瓷厚度與雙層模型相同。各模型中，壓電陶瓷半徑皆為 3.5 mm，黃銅層半徑皆為 5 mm。

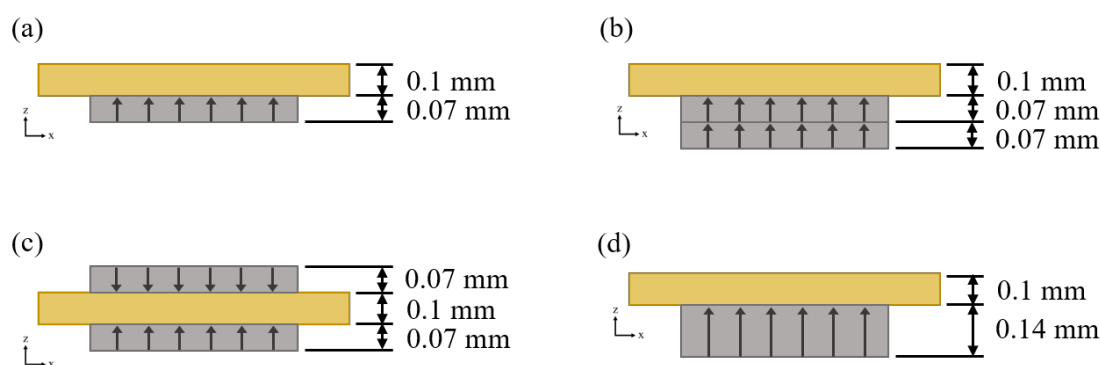


圖 5-8 單層與雙層圓形壓電元件配置與極化方向示意圖

依據前一節中性面位置之理論計算結果，可知圖 5-8(b)與圖 5-8(d)之中性面皆位於黃銅層內。原先雙層同側配置之構想，是希望透過調整陶瓷層厚度，使中性面位於兩層壓電陶瓷之間，並藉由兩層陶瓷相反之拉壓應變搭配相反極化方向，使輸出電壓形成疊加。然而，計算結果顯示，若欲使中性面移至兩層陶瓷之間，需大幅增加陶瓷層厚度，此將提高整體結構剛性。因此，本節雙層同側配置仍採用兩層與原始單層陶瓷相同厚度之壓電陶瓷。在此配置下，兩層壓電陶瓷於彎曲變形時皆位於中性面同側，因此會產生相同方向之應變變化。為使兩層壓電陶瓷於串聯接線

下之輸出電壓得以相加，本研究將圖 5-8(b)之兩層陶瓷極化方向設為同向。

而圖 5-8(c)之雙層兩側配置為典型之串聯極化搭配串聯接線形式。由於上下兩層壓電陶瓷位在黃銅基板兩側，彎曲時分別會受到拉伸與壓縮，因此其極化方向需設為相反。

材料參數方面，壓電陶瓷與黃銅之材料性質皆沿用 5.2 節矩形壓電片模擬之設定。為確保不同配置間之比較具有一致性，各模型均採用相同之受力形式、邊界條件與輸出量測方式。輸入力則採用與 5.2.2 小節相同之對數常態分布形式，峰值設定為 0.1 N，並施加於上表面中心直徑 6 mm 之圓形區域，以模擬感測器探頭向下作用於壓電片中央之受力情形。其中，圖 5-8(a)、(b)與(d)之載荷施加於黃銅層上表面，而圖 5-8(c)因上下表面皆為壓電陶瓷，故載荷施加於上層壓電陶瓷表面。

邊界條件方面，模型採用環形夾持方式模擬實際支撐結構之固定狀態，固定外圍寬度設為 0.55 mm，並將圓形壓電片上、下表面之外圍區域固定，以模擬環形支撐下之夾持情形。後續將分別於開路條件與納入示波器等效電路之條件下，比較各配置模型之輸出差異。其中，示波器等效電路係以壓電元件並聯一等效電阻與電容表示，參數設為輸入電阻 $R_{\text{scope}} = 1 \text{ M}\Omega$ 與輸入電容 $C_{\text{scope}} = 11 \text{ pF}$ ，以探討結構配置與後端電路對壓電輸出特性之影響。

各圓形壓電元件配置於開路與示波器等效電路條件下之模擬結果如表 5-2 所示。在開路條件下，雙層結構之輸出電壓確實普遍高於單層原始尺寸模型。其中，雙層兩側配置具有最高開路峰值電壓，約為單層原始尺寸模型之 1.35 倍，顯示當上下兩層陶瓷分置於黃銅兩側時，可有效利用彎曲時兩側相反之拉壓應變，提升整體開路輸出。相較之下，雙層同側配置之開路峰值電壓僅略高於單層原始尺寸模型，增幅有限。而單層加厚模型之結果亦與雙層同側接近。此結果顯示，對於同側配置而言，雖然增加了陶瓷總厚度，但並未帶來與雙層兩側配置相當之電壓提升效果。



若進一步觀察位移結果，可發現不同配置之底側壓電陶瓷中心點垂直位移存在明顯差異。單層原始尺寸模型之位移量最大，為 785 μm 。雙層兩側、單層加厚與雙層同側模型則分別為 476 μm 、335 μm 與 312 μm 。此結果表示，隨著陶瓷層厚度增加或堆疊方式改變，整體結構彎曲變形量明顯下降。由於壓電輸出與材料受彎時之應變分布密切相關，雙層同側配置雖增加了陶瓷層數，但其變形量不足，因而未能有效轉換為顯著較高之開路輸出，這也是其開路峰值僅略高於單層原始尺寸模型之可能原因之一。

然而，當模型進一步納入示波器等效電路後，反而以單層原始尺寸模型之輸出最高。雙層兩側配置雖仍高於雙層同側，但已低於單層原始尺寸模型。雙層同側與單層加厚模型之輸出則幾乎相同，且皆明顯低於單層原始尺寸模型。此結果顯示，壓電元件之輸出表現會受到後端量測電路之負載效應影響，實際應用時不能僅看開路之輸出電壓。

就結構設計而言，雙層同側配置原本之設計目的，在於避免雙層兩側配置中上表面陶瓷直接受探頭作用而可能產生破損之風險，並期望兼顧較高輸出。而模擬結果顯示，雙層同側配置無論在開路或示波器等效電路條件下，皆未展現明顯優於單層模型之表現。在納入後端電路後，其輸出甚至低於單層原始尺寸模型。再與單層加厚模型相比可發現，雙層同側配置並未因分層堆疊而獲得更佳的輸出，反而同樣產生較小之位移量。此外，若考量實際製作時雙層同側結構需處理層間貼合、極化方向與接線配置等問題，其製作複雜度亦高於單層結構。綜合模擬結果與製作可行性考量，雙層同側配置並未展現足夠之實際應用效益。

表 5-2 不同圓形壓電元件配置於開路與示波器等效電路條件之模擬結果

配置	(a) 單層	(b) 雙層同側	(c) 雙層兩側	(d) 單層加厚
開路峰值電壓 (V)	0.5526	0.5697	0.7455	0.5705
示波器等效電路 下之峰值電壓 (V)	0.1215	0.0713	0.0929	0.0714
底側壓電陶瓷底面中 心點垂直位移 (μm)	-785	-312	-476	-335

雙層配置中不同陶瓷層之輸出結果如表 5-3 所示，並可與表 5-2 中雙層兩側配置之整體輸出相互比較。於開路條件下，上層與下層陶瓷之峰值電壓加總後約為 0.7751 V，與雙層兩側配置整體之開路峰值電壓 0.7455 V 相差約 3.8%，顯示雙層串聯結構於開路條件下確實可達到電壓疊加之效果。

相較之下，於示波器等效電路條件下，上層與下層陶瓷之峰值電壓加總後約為 0.1674 V，然而雙層兩側配置整體之輸出峰值電壓僅為 0.0929 V，較兩層單獨輸出之加總值低約 44.5%。此結果顯示，雙層串聯配置之電壓疊加效果在接入後端電路後明顯降低，進一步說明壓電輸出結果會受到後端電路條件顯著影響。

表 5-3 雙層配置中不同陶瓷層輸出之模擬結果比較

配置	(b-1) 雙層同 側上層陶瓷	(b-2) 雙層同 側下層陶瓷	(c-1) 雙層兩 側上層陶瓷	(c-2) 雙層兩 側下層陶瓷
開路峰值電壓 (V)	0.1832	0.3862	0.3765	0.3986
示波器等效電路 下之峰值電壓 (V)	0.0379	0.0865	0.0812	0.0862

綜合上述模擬結果可知，雙層壓電元件於開路條件下雖具有較佳之電壓疊加效果，但當納入示波器等效電路後，其輸出優勢明顯降低，顯示壓電輸出結果不僅取決於結構配置，亦與後端電路條件密切相關。因此，對於不同壓電層配置之輸出表現，仍需配合理論分析與電路條件整體評估，才能進一步調整輸出電壓並選擇較合適之元件配置。

然而，雙層配置在納入後端電路後並未展現原先預期之輸出優勢，尤其雙層同側配置之表現與單層模型相比並無明顯改善。基於此，若欲進一步提升圓形壓電元件之輸出訊號，除了增加壓電層數之外，另一可行方向為回到單層結構本身，探討壓電陶瓷幾何配置對輸出特性之影響。

5.3.3 單層圓形壓電元件陶瓷配置模擬

前述 5.2 節針對矩形壓電片之陶瓷長度進行分析，結果顯示壓電陶瓷之配置範圍會影響輸出電壓表現，且輸出增幅並非單純隨陶瓷尺寸增加而線性提升。此現象表示，壓電感測元件之輸出特性不僅與壓電材料本身之電性有關，也會受到結構剛性、受力邊界條件與壓電陶瓷配置位置之共同影響。因此，若能透過改變壓電陶瓷之幾何尺寸，使材料電性與結構機械響應達到較佳配合，便有機會在有限材料使用量下提升輸出訊號。基於上述概念，本節進一步針對單層圓形壓電片進行數值模擬分析，探討其在環形支撐條件下，壓電陶瓷厚度與半徑改變對輸出峰值之影響。

本節之模型以現有單層圓形壓電片尺寸作為參考，其結構由黃銅基板與單層壓電陶瓷組成，與圖 3-20 相同。原始壓電片之黃銅基板直徑為 10 mm、厚度為 0.1 mm，壓電陶瓷直徑為 7 mm、厚度為 0.07 mm。模擬中採用環形夾持邊界條件，固定外圈寬度設為 0.55 mm，並將圓形壓電片上下黃銅表面之外圈區域固定，以模擬環形支撐下之夾持狀態。材料參數則沿用前述矩形壓電片模擬之設定。輸入力則採用與 5.2.2 對數常態分布輸入下之輸出電壓分析節相同之對數常態分布形式，峰值設定為 0.1 N，並施加於黃銅層上表面中心直徑 6 mm 之圓形區域，以模擬感測器探頭向下作用於壓電片中央之受力情形。後端電路部分，連接示波器等效電路，

參數設定為輸入電阻 $R_{\text{scope}} = 1 \text{ M}\Omega$ 與輸入電容 $C_{\text{scope}} = 11 \text{ pF}$ ，以模擬實際負載情況下之電壓輸出。

首先，在固定黃銅基板直徑、厚度及壓電陶瓷半徑不變的條件下，僅改變壓電陶瓷厚度 h ，探討陶瓷厚度對輸出峰值之影響，壓電元件之配置如圖 5-9 所示。壓電陶瓷厚度由 0.01 mm 增加至 0.10 mm ，並以 0.01 mm 為間隔進行模擬。圖 5-10 顯示不同壓電陶瓷厚度下之輸出峰值變化。由結果可觀察到，輸出峰值並非隨陶瓷厚度增加而持續上升，而是在厚度約為 0.05 mm 時達到較佳輸出表現。相較於原始陶瓷厚度 0.07 mm ，厚度 0.05 mm 不僅具有較高之輸出峰值，同時可減少壓電陶瓷使用量，顯示適當降低陶瓷厚度有助於在材料用量與輸出效能之間取得較佳平衡。

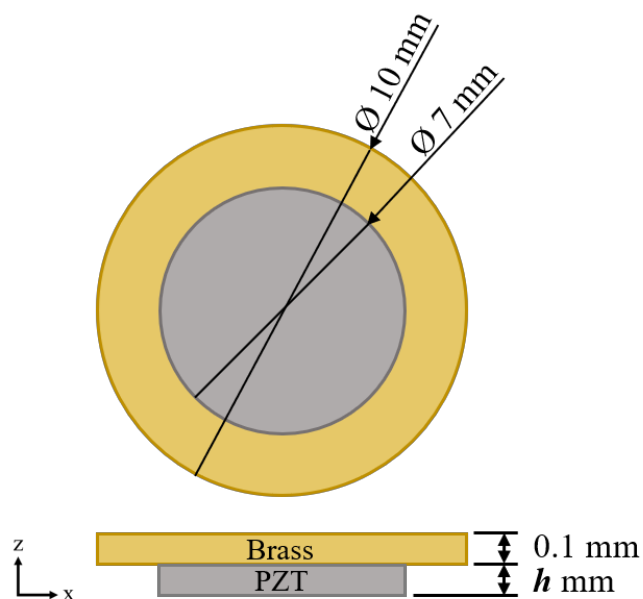


圖 5-9 單層圓形壓電元件陶瓷厚度變化之配置示意圖

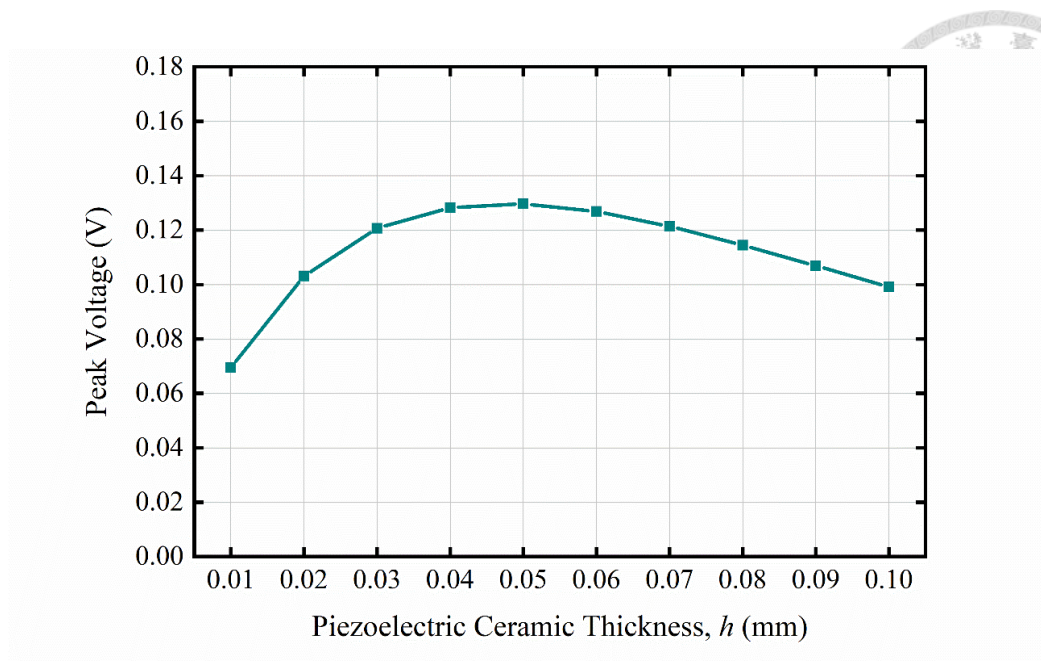


圖 5-10 環形夾持下壓電陶瓷厚度對輸出峰值之影響

上述最佳厚度為理想模型條件下之模擬結果，實際應用時仍需考量壓電陶瓷片之製作與組裝限制。對於本研究所使用之圓形壓電陶瓷片，當陶瓷厚度低於原始 0.07 mm 時，雖然可以在模擬中獲得較佳輸出表現，但實際製作、極化、貼合與電極連接難度皆會提高，且陶瓷片本身脆性增加，於加工與組裝過程中較容易產生破裂或損傷。因此，0.05 mm 僅可視為理想模型條件下兼具輸出表現與材料用量之較佳厚度。後續半徑分析中，本文仍以 0.05 mm 作為固定陶瓷厚度進行模擬，並在相同黃銅基板尺寸與環形夾持條件下改變壓電陶瓷半徑 r 。其配置如圖 5-11 所示，以進一步探討陶瓷覆蓋範圍對輸出峰值之影響。

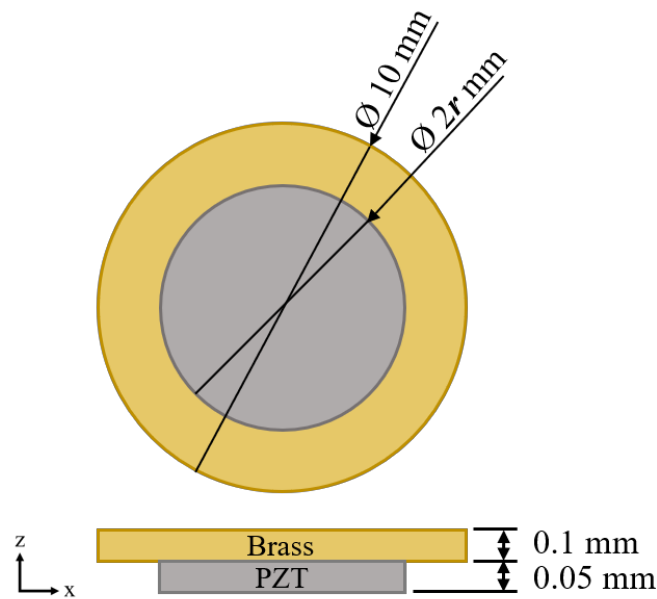


圖 5-11 單層圓形壓電元件陶瓷半徑變化之配置示意圖

圖 5-12 顯示不同壓電陶瓷半徑下之輸出峰值變化。模擬中壓電陶瓷半徑由 2.8 mm 增加至 3.6 mm，並以 0.1 mm 為間隔進行模擬。由圖中可觀察到，輸出峰值在陶瓷半徑約為 3.2 mm 時達到較佳結果，而當陶瓷半徑繼續增加後，輸出峰值反而略為下降。此結果表示，對於環形夾持之圓形壓電片而言，相較於原始陶瓷半徑 3.5 mm，半徑 3.2 mm 不僅具有較高之輸出峰值，也可進一步減少壓電陶瓷使用面積，顯示透過適當調整陶瓷厚度與半徑，可在降低材料用量的同時提升輸出表現。

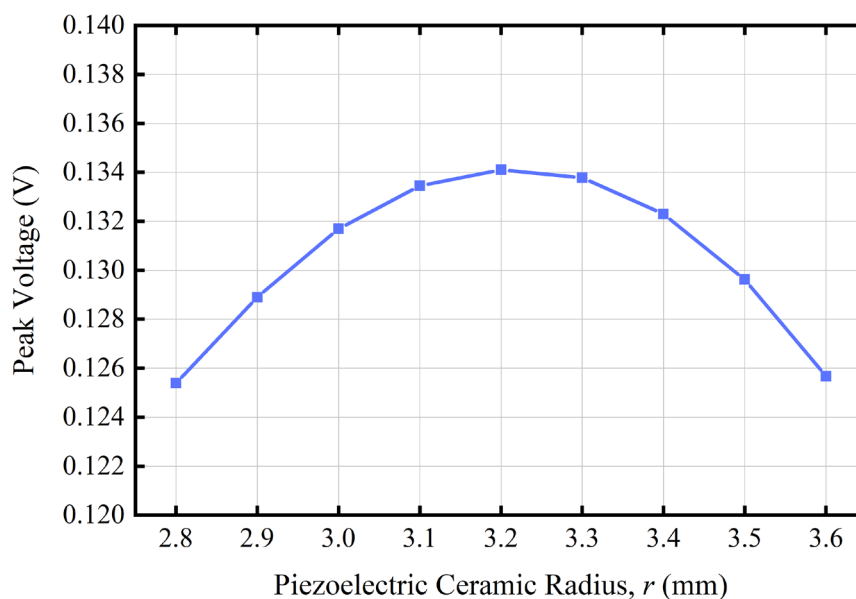
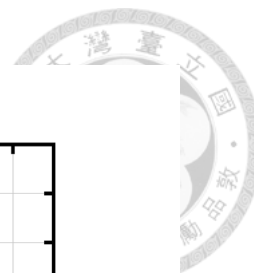


圖 5-12 環形夾持下壓電陶瓷半徑對輸出峰值之影響

綜合陶瓷厚度與半徑分析結果可知，圓形壓電片之輸出峰值並非單純隨壓電陶瓷體積或覆蓋面積增加而提高，而是受到壓電陶瓷尺寸、結構剛性與有效變形區域共同影響。當陶瓷厚度或半徑過小時，參與受力變形並產生電荷之材料量不足，導致可累積之電荷量較低，使輸出峰值下降。而當陶瓷厚度或半徑過大時，雖然壓電材料量增加，但整體結構剛性亦會提高，使輸出提升受限，甚至產生下降趨勢。因此，圓形壓電片之幾何配置需在材料使用量與整體剛性之間取得平衡。根據本節理想模型之模擬結果，圓形壓電片存在較佳之陶瓷幾何配置，可在降低壓電陶瓷使用量的同時維持或提升輸出峰值。

上述較佳配置是基於理想模型條件下之模擬結果，實際應用時仍需進一步考量壓電陶瓷之製作可行性、薄陶瓷片之脆性、極化與電極製程、陶瓷與黃銅基板之貼合品質，以及後續組裝與長時間受力下之可靠性。因此，本節結果可作為後續圓形壓電元件尺寸設計之參考依據，但實際製作時仍需在輸出效能、結構強度與製程可行性之間進一步評估與取捨。

第六章 結論與未來展望



本研究主要針對應用於手腕橈動脈脈搏波量測之壓電感測器進行結構設計、訊號特性分析與理論模擬。研究內容包含壓電感測器測試平台建立、圓形壓電元件支撐與探頭設計、重複載入與預壓條件穩定性分析、雙層壓電陶瓷極化與接線方式分析、矩形壓電片尺寸與探頭設計，以及壓電感測元件之理論推導與數值模擬。

6.1 結論

依據本研究之實驗與模擬結果，主要結論可歸納如下：

1. 本研究建立壓電感測器測試平台，並以示波器擷取輸出電壓。經 FIR 低通濾波器進行訊號前處理後，以平均峰值與平均響應時間差作為分析指標，分別用於比較輸出訊號大小及中心與偏心下壓時峰值出現時間之一致性。
2. 在圓形壓電元件之支撐結構比較中，環形支撐可提供較連續且對稱之邊界條件，使壓電片於下壓過程中維持較穩定之固定狀態。相較於離散式支撐，環形支撐較能降低局部接觸不均與支撐點誤差對量測結果之影響，因此後續圓形壓電元件實驗選用環形支撐作為主要固定方式。
3. 在壓電片電容值與輸出訊號關係分析中，不同圓形壓電元件之輸出峰值與平均響應時間差並未僅隨電容值大小呈現單一趨勢。結果顯示，電容值可作為元件篩選之參考特徵之一，但輸出訊號仍會受到元件個體差異、焊點與安裝狀態等因素共同影響，因此後續結構比較需以相同實驗配置下之相對趨勢作為主要判斷依據。
4. 在探頭硬度比較中，Shore A 硬度 30 HA 之橡膠探頭平均響應時間差多維持於 2 ms 參考值以下，時間響應一致性優於 50 HA 探頭。由於較硬探頭之時間響應較容易受到接觸位置與局部受力狀態影響，綜合峰值穩定性與時間響應一致性，30 HA 探頭較適合作為後續接觸探頭配置。
5. 在重複載入與成型探頭穩定性分析中，圓形壓電元件於適當預壓模擬條件下，

經 10 萬次重複下壓後仍未呈現明顯衰減，平均響應時間差亦大多維持於 2 ms 參考值以下。進一步以外殼固定式成型雙層探頭測試時，4 mm 圓柱形探頭與 1.5 mm 圓球形探頭於重複下壓後皆可維持一定輸出峰值，且平均響應時間差均低於 2 ms。其中，1.5 mm 圓球形探頭之峰值衰減幅度較 4 mm 圓柱形探頭低，顯示探頭接觸面形狀與尺寸會影響重複下壓過程中之輸出穩定性。

6. 在圓形雙層壓電片之極化與接線方式分析中，理論與實驗結果皆顯示，串聯極化配置搭配串聯電極連接時，可使兩層陶瓷之輸出電壓形成同向疊加，進而提高整體輸出峰值。若串聯極化配置搭配並聯電極連接，則可能因兩層輸出極性相反而造成抵銷，使有效輸出降低。因此，雙層壓電陶瓷並非僅增加層數即可提升輸出，仍需配合正確之極化方向與電極連接方式。
7. 在矩形壓電片尺寸選擇中，本研究比較寬度為 4 mm、5 mm 與 6 mm 之矩形壓電元件於不同下壓位置下的輸出表現。結果顯示，6 mm 寬之矩形壓電元件具有最高平均峰值，且平均響應時間差多維持於 2 ms 以下。綜合輸出峰值與時間響應，6 mm 寬矩形壓電元件較適合作為本研究矩形感測器之主要配置。
8. 在接觸探頭設計對訊號之影響分析中，探頭接觸面尺寸與組合式探頭配置皆會影響壓電元件受力與彎曲分布。實驗結果顯示，適當之接觸面尺寸可使下壓力較有效地傳遞至壓電元件。而矩形感測器之組合式探頭則顯示，探頭活動方向與固定方式會影響脈搏位移傳遞效果，進而改變輸出峰值與訊號穩定性。
9. 在壓電感測元件之理論分析與數值模擬中，本文分別針對矩形與圓形壓電元件進行尺寸參數分析。矩形壓電元件結果顯示，壓電陶瓷長度增加可提升輸出電壓，但增幅會逐漸趨緩。圓形壓電元件模擬顯示，較佳陶瓷尺寸配置需同時考量材料用量、有效變形區域與結構剛性。綜合結果可知，尺寸參數需依元件結構與受力條件進行配置，並可作為後續壓電感測器設計之參考依據。



6.2 未來展望

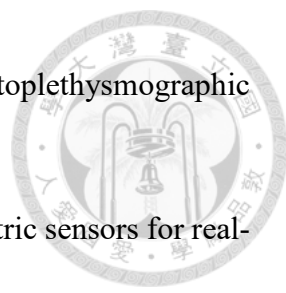
1. 本研究之壓電感測器測試平台主要採直線往復下壓機構，後續可進一步設計較接近脈搏波形之脈衝式輸入，使平台輸入波形更貼近實際橈動脈脈搏。此外，可製作雙感測點之感測器結構，擷取兩個感測位置之脈搏波時間差，並與本文單一感測點之平均響應時間差進行比較，以驗證時間響應指標對雙點脈搏波量測穩定性之參考價值。
2. 後續可進一步建立配戴預壓條件與輸出訊號之對應關係，評估不同固定鬆緊度或初始接觸壓力對峰值、波形與時間響應之影響，使感測器在實際配戴時能維持更穩定之量測結果。
3. 本研究結果顯示，成型探頭與不同接觸探頭設計皆會影響輸出訊號。後續可先以有限元素模擬比較不同探頭曲率、接觸面尺寸與材料配置，再搭配實驗驗證，以建立較合適之探頭設計流程。
4. 本研究已針對矩形與圓形壓電元件進行理論推導與數值模擬，後續可實際製作不同陶瓷厚度、半徑、長度與接線配置之壓電元件，並透過實驗驗證模擬結果之準確性。
5. 在訊號分析方面，本文主要以平均峰值與平均響應時間差作為評估指標。後續可加入脈搏波形特徵點、頻域分析與波形重現性等指標，以更完整評估不同受試者、不同配戴位置與不同配戴壓力下之量測穩定性。
6. 後續可將感測器結構、載入條件與訊號讀取方式視為整體系統進行共同最佳化，建立更完整之穿戴式脈搏波量測系統，並提升長時間連續量測之穩定性與應用可行性。

參考文獻



- [1] W. Lee and Y. Roh, "Ultrasonic transducers for medical diagnostic imaging," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 7, no. 2, pp. 91-97, 2017.
- [2] B. Gil, B. Li, A. Gao, and G.-Z. Yang, "Miniaturized Piezo Force Sensor for a Medical Catheter and Implantable Device," *ACS Applied Electronic Materials*, vol. 2, no. 8, pp. 2669-2677, 2020.
- [3] L.-N. Manh, J. Li, H. Kweon, and Y. Chae, "Simultaneous measurement of two biological signals using a multi-layered polyvinylidene fluoride sensor," *Scientific Reports*, vol. 12, no. 1, p. 1507, 2022.
- [4] M. Al Ahmad and S. Ahmed, "Heart-rate and pressure-rate determination using piezoelectric sensor from the neck," in *2017 4th IEEE International Conference on Engineering Technologies and Applied Sciences (ICETAS)*, pp. 1-5, 2017.
- [5] T.-W. Wang and S.-F. Lin, "Wearable piezoelectric-based system for continuous beat-to-beat blood pressure measurement," *Sensors*, vol. 20, no. 3, p. 851, 2020.
- [6] L. S. Panwar, S. Kala, V. Panwar, S. S. Panwar, and S. Sharma, "Design of MEMS piezoelectric blood pressure sensor," in *2017 3rd International Conference on Advances in Computing, Communication & Automation (ICACCA)(Fall)*, pp. 1-7, 2017.
- [7] T.-V. Nguyen, Y. Mizuki, T. Tsukagoshi, T. Takahata, M. Ichiki, and I. Shimoyama, "MEMS-based pulse wave sensor utilizing a piezoresistive cantilever," *Sensors*, vol. 20, no. 4, p. 1052, 2020.
- [8] M. W. Urban, T. Roy, W. Aquino, M. N. Guddati, and J. F. Greenleaf, "Understanding Arterial Biomechanics with Ultrasound and Waveguide-Models," *Acoustics Today*, vol. 19, no. 1, p. 46, 2023.
- [9] P. Samartkit, S. Pullteap, and O. Bernal, "A non-invasive heart rate and blood

pressure monitoring system using piezoelectric and photoplethysmographic sensors," *Measurement*, vol. 196, p. 111211, 2022.

- 
- [10] L. Jin, J. Song, L. Liu, and Y. Jia, "PZT-based flexible piezoelectric sensors for real-time condition monitoring," *AIP Advances*, vol. 14, no. 2, 2024.
- [11] S.-H. Liu and C.-C. Tyan, "Quantitative analysis of sensor for pressure waveform measurement," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 9, no. 1, p. 6, 2010.
- [12] S. Mohammadi and M. Abdalbeigi, "Analytical Optimization of Piezoelectric Circular Diaphragm Generator," *Advances in Materials Science and Engineering*, 2013.
- [13] Y. Zhang, F. Ju, X. Wei, D. Wang, and Y. Wang, "A piezoelectric tactile sensor for tissue stiffness detection with arbitrary contact angle," *Sensors*, vol. 20, no. 22, p. 6607, 2020.
- [14] P. Yang and A. Z. A. Mazlan, "Experimental study on long-term fatigue behavior of piezoelectric energy harvesters under high and low-frequency vibration excitation," *International Journal of Fatigue*, vol. 194, p. 108817, 2025.
- [15] E. Mejía-Mejía, J. Allen, K. Budidha, C. El-Hajj, P. A. Kyriacou, and P. H. Charlton, "Photoplethysmography signal processing and synthesis," *Photoplethysmography*, 2022.
- [16] T. Maruhashi *et al.*, "Upstroke Time Is a Useful Vascular Marker for Detecting Patients With Coronary Artery Disease Among Subjects With Normal Ankle-Brachial Index," *Journal of the American Heart Association*, vol. 9, 2020.
- [17] A. Erturk and D. J. Inman, "An experimentally validated bimorph cantilever model for piezoelectric energy harvesting from base excitations," *Smart Materials and Structures*, vol. 18, no. 2, p. 025009, 2009.
- [18] G. Piliposian, A. Hasanyan, G. Piliposyan, and H. Jilavyan, "On the sensing,

actuating and energy harvesting properties of a composite plate with piezoelectric patches," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology*, vol. 7, no. 3, pp. 657-668, 2020.

- [19] X. Jiang, S. Wei, J. Ji, F. Liu, P. Li, and C. Liu, "Modeling radial artery pressure waveforms using curve fitting: Comparison of four types of fitting functions," *Artery Research*, vol. 23, no. 1, pp. 56-62, 2018.

附錄



3D 列印機 Ultimaker 2+ Connect 詳細規格

Properties	Technology	Fused filament fabrication (FFF)
	Print head	Single extrusion print head with swappable nozzles
	Build volume (XYZ)	223 x 220 x 205 mm (8.7 x 8.6 x 8 in)
	Nozzle diameter	0.4 mm (included) 0.25 mm, 0.6 mm, 0.8 mm (sold separately)
	Layer resolution	0.25 mm nozzle: 150 - 60 micron
		0.4 mm nozzle: 200 - 20 micron
		0.6 mm nozzle: 300 - 20 micron
		0.8 mm nozzle: 600 - 20 micron
	XYZ resolution	12.5, 12.5, 2.5 micron
	Nozzle temperature	180 - 260 °C (356 - 500 °F)
	Build speed	< 24 mm³/s
	Build plate	Heated glass build plate
	Build plate temperature	20 - 110 °C (68 - 230 °F)
	Operating sound	< 50 dBA
	Connectivity	Wi-Fi, Ethernet, USB (Remote connection via Digital Factory only)
Physical dimensions	Dimensions (with Bowden tube and spool holder)	342 x 460 x 580 (13.5 x 18.1 x 22.8 in)
	Net weight	10.3 kg (22.7 lbs)
Ambient conditions	Operating ambient temperature	15 - 32 °C (59 - 90 °F)
	Non - operating (storage) temperature	0 - 32 °C (32 - 90 °F)
	Relative humidity	10 - 90% RH non-condensing
Air Manager	Filter technology	EPA filter
	Filter efficiency	Up to 95% of UFPs
	Filter replacement	Recommended every 1,500 print hours (approx. 1 year)
	Front enclosure	Separate front enclosure included with the Air Manager
Electrical requirements	Voltage	100 - 240 V AC
	Frequency	50 - 60 Hz
	Power	Max. 221 W
Software	Ultimaker Cura	Our free print preparation software
	Ultimaker Digital Factory	Our online printer and print job management solution
	Supported OS	Windows, MacOS, Linux
Warranty	Warranty period	12 months