

國立臺灣大學工學院應用力學研究所



碩士論文

Graduate Institute of Applied Mechanics

College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis

可觀測吞嚥行為之壓電纖維感測器開發

Development of a Piezoelectric-Fiber-Sensor for Monitoring

Swallow Process

黃聖文

Sheng-Wen Huang

指導教授：許聿翔 博士

Advisor: Yu-Hsiang Hsu, Ph.D.

中華民國 110 年 7 月

July, 2021

國立臺灣大學碩士學位論文  
口試委員會審定書

可觀測吞嚥行為之壓電纖維感測器開發

Development of a piezoelectric-fiber-sensor for  
monitoring swallow process

本論文係黃聖文君(學號:R08543067)在國立臺灣大學  
應用力學研究所完成之碩士學位論文,於民國 110 年 7 月 26  
日承下列考試委員審查通過及口試及格,特此證明

口試委員:

許聿翔 許聿翔  
(指導教授)

林哲宇 林哲宇

王亭貴 王亭貴

所 長 沈弘俊

## 誌謝



很慶幸研究所能進入臺大奈米生醫微機電系統研究群，在碩士班的兩年生涯中，學到了很多也有很多人需要感謝，因為有您們，才足以讓我前進、進步與成長，才足以使我完成本篇論文。

首先要感謝我的指導教授許聿翔老師，在實驗中總是會給予我許多幫助，從中也訓練了我們解決事情的能力，當然老師也會不免俗的給予我鼓勵，哪怕只是一句 Good work 都能開心上好幾個禮拜，老師辛苦了，祝老師身體健康。


再來是感謝我的學長姊，跟我超級有話聊的誠恩、帶我做實驗的天姿、總是幫我解決問題和愛聽八卦的嘉政、愛笑的凱鈞、狼人殺天才維軒、愛騎腳踏車的塤盛、家裡有超大鳳梨田的景翰、常被遺忘的哲宇、愛打楓谷的文群、找我做實驗的郁捷、沒什麼講過話的惠婷、爸媽是醫生的兄妹高哥、苑庭，祝大家平安順遂。

還要感謝一群來自四面八方 R08 的大家，謝謝同為穿戴組和兩年來有最多故事的怡靜、謝謝一起健身打球和肌肉比脂肪多的泓文、謝謝喝酒會超怪和會接受我亂講話的宜婷、謝謝在最後時刻總是會接我電話讓我問問題跟我 teams 和在口試前一天打一堆讓人感動的話給我的嘉詠、謝謝有時候脾氣怪怪的不知道該怎麼取悅和 solidworks 的達人子勛、謝謝常常跟我去 109 最後愛上運動和女朋友偶爾會來的柏亦、謝謝能忍受我瘋狂亂叫他名字和超級大隻的丁炤、謝謝有時候會回台中陪女友和飛鏢達人冠融、謝謝永遠的系統經理和超級不喜歡講話的宇倫、謝謝常常被說不喜歡洗澡和耶誕晚會的主持搭檔柏翰、謝謝偶爾來借銀膠和我沒看過素顏的鈺紓、最後在謝謝自己能夠跟這群超級聰明的人一同當臺大學生也能順利地撐過來了，因為有你們這群朋友讓我的碩班生活不孤單，過程中雖然有歡笑有汗水有淚水，但我們都能一起克服且能一起畢業了，祝大家都能一帆風順。

還有一群學弟妹，一直很幫助我實驗和不管什麼時候臉部表情都超級欠揍的奕勛以及所有 R09 的學弟妹，祝福你們明年都能一起順利畢業。

最後要感謝我的家人，退休在家我寫碩論他在唱歌的爸爸、超級會煮飯和辛苦工作的媽媽、愛找我打 LOL 和最近迷上美股的公務員哥哥、在我碩班剛加入我們家的新成員大嫂培培，您們給與我無限的支持，家裡永遠是最好的避風港，當遇到挫折時，回到家就會有滿滿的溫暖與愛，謝謝您們陪伴我的所有學生時期，祝我們能身體健康繼續開開心心的當一家人。

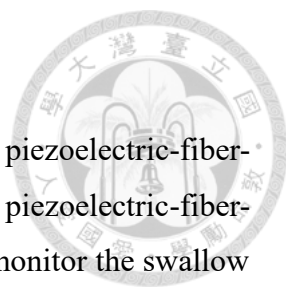
## 摘要



本論文旨開發可在體外觀測吞嚥行為之壓電纖維感測器，以觀測吞嚥時舌骨與甲狀軟骨抬升程度及其移動情形，用以作為觀察吞嚥過程是否完整之個人化穿戴裝置。為驗證所開發的壓電纖維感測器的性能，本研究利用超音波影像加以驗證以期能開發出能作為吞嚥障礙檢測或訓練之感測器。為了使感測器具有高靈敏度、重複使用性、及可貼附在身上之順應性，固本研究選用聚(偏氟乙烯-三氟乙烯)的高分子壓電薄膜聚合物作為感測材料，並開發靜電紡絲製程技術，製作出具有高排列性質之壓電絲線陣列。為提升穿戴性及超音波通透性，本研究開發矽橡膠封裝製程，以及使用石墨烯鍍銀雙電極，提升整體感測器的柔性及拉伸性能，並可具有極佳之防水性能，可直接與超音波進行量測且能同時驗證。本研究開發以四組壓電纖維感測器同時量測舌骨、舌骨上方 1 cm、甲狀軟骨及甲狀軟骨上方 1.5 cm 於吞嚥時所造成的體表皮膚形變資訊，用以觀測吞嚥過程，並使用超音波影像作為參照依據，開發出以壓電纖維感測器監測吞嚥過程的量測方法。本研究歸納出使用四組壓電纖維感測器可以獲得以下資訊，包含(1) 吞嚥時舌骨抬升 1 cm 與甲狀軟骨抬升 1.5 cm 之時間差；(2) 判別舌骨與甲狀軟骨是否抬升至一定之高度；(3) 利用舌骨訊號極值及甲狀軟骨訊號極值可以判別舌骨與甲狀軟骨最接近的時間點。此研究證明，本研究所開發的壓電纖維感測器可以用來作為吞嚥訓練的一種穿戴裝置。

關鍵字： 壓電纖維感測器、聚(偏氟乙烯-三氟乙烯)、高分子壓電薄膜、靜電紡絲、吞嚥訓練

## ABSTRACT



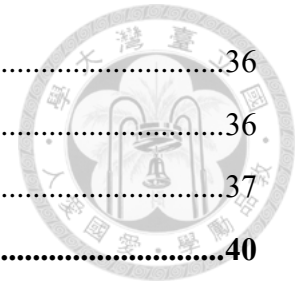
In this paper, we report our study on developing a wearable piezoelectric-fiber-sensor for monitoring human swallowing process. The developed piezoelectric-fiber-sensor can attach on the skin of hyoid bone and thyroid cartilage to monitor the swallow induced skin deformation. Ultrasonic imaging technology was used to verify the performance of the piezoelectric-fiber-sensor. To develop a piezoelectric-fiber sensor that has a high sensitivity, high repeatability and a high compliance for directly attached on the human skin, electrospinning process was developed to create a highly aligned piezoelectric-fiber bundle. To improve comfortableness for wearing and the capability to measure swallowing while also imaging with ultrasound, a packaging method using RTV silicone rubber was developed. A highly compliant graphite/Ag electrodes were also created. This developed piezoelectric-fiber-sensor has a high compliance, elasticity, ultrasonic transparent, and it is waterproof. Thus, we can compare the measurement results with ultrasonic imaging to study its performance. We experimentally verified that the movement of hyoid bone and thyroid cartilage can be monitored by 4 piezoelectric-fiber-sensors, which are attached at the position of hyoid bone, 1cm above hyoid bone, thyroid cartilage, and 1.5cm above thyroid cartilage. The correlations between signals retrieved by these four sensors with respect to the movement of hyoid bone and thyroid cartilage were investigated using ultrasound. We verified that the piezoelectric-fiber-sensor can provide the following information: (1) the time traced signals of hyoid bone and thyroid cartilage, (2) estimate the farthest position of hyoid bone and thyroid cartilage movement, and (3) the time point that hyoid bone and thyroid cartilage have shortest distance. In summary, the developed piezoelectric-fiber-sensor can potentially become as a wearable device for elders to conduct personalized swallow training.

Keywords: piezoelectric-fiber-sensor, P(VDF-TrFE), electrospinning, wearable device, , swallow training.

# 目錄



口試委員會審定書 .....	i
誌謝 .....	ii
摘要 .....	iii
ABSTRACT .....	iv
目錄 .....	v
圖目錄 .....	viii
表目錄 .....	xiii
<b>第 1 章 緒論 .....</b>	<b>1</b>
1.1 研究背景與動機 .....	1
1.1.1 一般吞嚥過程與吞嚥障礙 .....	3
1.1.2 吞嚥障礙檢測及吞嚥訓練 .....	5
1.1.3 可撓式感測器介紹與分類 .....	9
1.2 研究目標 .....	13
1.3 論文架構 .....	15
<b>第 2 章 壓電材料 .....</b>	<b>16</b>
2.1 壓電材料介紹 .....	16
2.1.1 壓電效應簡介與壓電材料 .....	16
2.1.2 介電效應、壓電效應、焦電效應以及鐵電效應 .....	17
2.1.3 壓電材料種類 .....	22
2.1.4 壓電本構方程式 .....	23
2.2 高分子鐵電材料 .....	25
2.2.1 PVDF .....	25
2.2.2 P(VDF-TrFE) .....	27
<b>第 3 章 壓電絲線製程 .....</b>	<b>29</b>
3.1 靜電紡絲 .....	29
3.1.1 靜電紡絲起源與發展 .....	29
3.1.2 靜電紡絲收集器 .....	32
3.1.3 靜電紡絲可調參數 .....	35



3.2 退火與極化製程.....	36
3.2.1 退火製程.....	36
3.2.2 極化製程.....	37
<b>第 4 章 研究方法與實驗架設.....</b>	<b>40</b>
4.1 靜電紡絲前置作業與實驗架設以及後處理方式.....	40
4.1.1 靜電紡絲溶液的配置.....	40
4.1.2 靜電紡絲實驗架設.....	41
4.1.3 靜電紡絲後處理.....	42
4.1.4 靜電紡絲可調變數.....	46
4.2 P(VDF-TrFE)壓電纖維薄膜性質測試.....	47
4.2.1 絲線排列性比較.....	47
4.2.2 絲線抗拉性測試.....	48
4.2.3 四點彎曲架設及耐久性穩定性測試.....	49
4.3 P(VDF-TrFE)壓電纖維感測器.....	51
4.3.1 感測器製程.....	51
4.3.2 感測器穩定性量測.....	53
4.4 超音波基本原理及架設.....	54
4.4.1 超音波原理.....	54
4.4.2 超音波探頭.....	56
4.5 壓電纖維感測器與超音波影像結合.....	57
<b>第 5 章 實驗結果與討論.....</b>	<b>59</b>
5.1 P(VDF-TrFE)壓電纖維薄膜性質.....	59
5.1.1 壓電纖維薄膜之排列性.....	59
5.1.2 絲線抗拉性質.....	63
5.2 P(VDF-TrFE)壓電纖維薄膜製程的選用.....	68
5.2.1 壓電纖維薄膜之電極選用.....	68
5.2.2 壓電纖維薄膜與矽橡膠接合.....	70
5.3 P(VDF-TrFE)壓電纖維感測器性質量測.....	71
5.3.1 壓電纖維薄膜感測器重複性及耐久性測試.....	71

5.3.2 壓電線維薄膜感測器在超音波照射下之成像 .....	75
5.4 P(VDF-TrFE) 壓電纖維感測器應用於吞嚥量測 .....	76
5.4.1 壓電纖維感測器貼附位置 .....	76
5.4.2 吞嚥時壓電纖維感測器量測結果與超音波觀測下實際之運動情形 .....	77
<b>第 6 章 結論與未來展望 .....</b>	<b>88</b>
6.1 結論 .....	88
6.2 未來展望 .....	88
REFERENCES .....	90
附錄 .....	98



## 圖目錄



圖 1.1	2016-2022 年全球衛生保健可穿戴式裝置之收入及出貨量[3] .....	1
圖 1.2	2014-2025 年可穿戴市場的發展[4] .....	2
圖 1.3	正常吞嚥過程示意圖 .....	4
圖 1.4	喉頭部示意圖[21].....	8
圖 1.5	可監測手勢及喉嚨發音之光纖應變感測器 .....	9
圖 1.6	可量測不同出力形式之應力式感測器 .....	10
圖 1.7	可監測呼吸次數之壓阻式感測器 .....	11
圖 1.8	用於測量三軸力之電容式感測器 .....	11
圖 1.9	可監測人體運動之摩擦生電式感測器[27].....	12
圖 1.10	可量測彎曲行為之壓電式感測器 .....	13
圖 1.11	研究架構圖 .....	15
圖 2.1	極化前後電偶極矩排列情形[32].....	17
圖 2.2	鐵電性質、焦電性質、壓電性質和介電性質關係圖[36].....	17
圖 2.3	壓電、焦電性質交互關係示意圖[37].....	18
圖 2.4	非極性物質及其受外加電場排列示意圖 .....	18
圖 2.5	極性物質及其受外加電場排列示意圖 .....	19
圖 2.6	正壓電效應示意圖[39].....	19
圖 2.7	逆壓電效應示意圖[39].....	20
圖 2.8	焦電效應示意圖[30].....	20
圖 2.9	焦電效應示意圖(A)溫度穩定不變情況下，材料表面呈現電中性；(B)溫度變化瞬間，材料表面有電荷分布改變；(C)溫度再變穩定，材料表面變回電中性 .....	21
圖 2.10	電滯曲線示意圖[40].....	22
圖 2.11	壓電材料之物理量轉換關係圖 .....	25
圖 2.12	PVDF 分子結構示意圖 .....	26
圖 2.13	PVDF 晶相結構示意圖(a) $\alpha$ 相(b) $\beta$ 相(c) $\delta$ 相(d) $\gamma$ 相[45].....	26
圖 2.14	PVDF 四種晶相轉換製程示意圖[49] .....	27
圖 2.15	P(VDF-TrFE)分子結構示意圖 .....	27

圖 2.16	$\beta$ 相 PVDF、P(VDF-TrFE)及 P(VDF-HFP)原子排列比較圖[52]	28
圖 3.1	基本靜電紡絲架設[61]	30
圖 3.2	電紡中電荷間的排斥力突破表面張力形成射流示意圖[62]	31
圖 3.3	鞭動效應示意圖[63]	31
圖 3.4	(a)射流軸對稱不穩定(b)射流鞭動不穩定性[64]	32
圖 3.5	不同電紡收集器收集的絲線在 SEM 下的表面形貌及排列情形	33
圖 3.6	不同退火溫度形成 $\beta$ 相的程度[79]	36
圖 3.7	接觸式極化與電暈放電極化實驗架設示意圖	37
圖 3.8	接觸式極化示意圖	38
圖 3.9	正電壓電暈放電極化示意圖[82]	38
圖 3.10	負電壓電暈放電極化示意圖[82]	39
圖 4.1	靜電紡絲實驗架設示意圖	42
圖 4.2	(a) 電紡時之極化方向示意圖 (b) 壓電薄膜之極化方向示意圖	43
圖 4.3	上下電極與壓電薄膜分布位置示意圖	43
圖 4.4	壓電薄膜外之電極示意圖 (a) PEDOT : PSS (b) 銀 (c) 鋁 (d) 鋁箔	45
圖 4.5	銀膠作為電極之壓電薄膜示意圖	45
圖 4.6	銀加石墨烯電極製作方法與其示意圖 (a) 將 PP 模和壓電薄膜從滾筒上之 PET 鍍鋁取下 (b) 銀加石墨烯電極結構示意圖	45
圖 4.7	設定滾筒轉速為 1700 rpm，放大倍率為 1000 倍所製作出高分子壓電薄膜的排列、分佈及表面形貌 (a) 8 kV/3 cm (b) 8 kV/4 cm (c) 8 kV/5 cm	48
圖 4.8	(a) 砂紙包覆絲線架設圖 (b) 絲線抗拉性測試架設圖	49
圖 4.9	四點彎曲測試平台示意圖	50
圖 4.10	四點彎曲測試實驗架設示意圖	50
圖 4.11	銀加石墨烯電極製作方法與其示意圖	51
圖 4.12	感測器製程步驟示意圖 (a) 電紡完 5 mm 之壓電薄膜 (b) 薄膜鍍上電極後，因四個側邊也會鍍到故上下電極導通，將其四個邊切除使上下電極分開 (c) 分割成貼在喉部感測器大小 5 mm*10 mm (d) 感測器基本元件	52

圖 4.13	感測器的製程示意圖 (a) 感測器基材與 BNC 連接 .....	53
圖 4.14	BNC 線各層示意圖 .....	53
圖 4.15	連續振動 12 小時觀察感測器所產生之壓電訊號 .....	54
圖 4.16	直線形探頭拍攝喉部超音波影像[85].....	54
圖 4.17	超音波觀測喉部之影像 .....	55
圖 4.18	超音波探頭成像差異 (a) 直線型探頭 (b) 弧型廣角探頭.....	56
圖 4.19	超音波架設圖 .....	57
圖 4.20	PFS 貼附在皮膚表面位置示意圖.....	58
圖 4.21	實驗實際量測圖 .....	58
圖 5.1	通以高壓電 8 kV 放大 500 倍之絲線表線形貌 .....	59
圖 5.2	通以高壓電 8 kV 放大 1000 倍之絲線表線形貌 .....	59
圖 5.3	通以高壓電 8 kV 放大 2000 倍之絲線表線形貌 .....	60
圖 5.4	電紡後壓電薄膜表面形貌 (a) 正常結果 (b) 電紡不連續.....	60
圖 5.5	通以高壓電 10 kV 放大 500 倍之絲線表線形貌 .....	61
圖 5.6	通以高壓電 10 kV 放大 1000 倍之絲線表線形貌 .....	61
圖 5.7	通以高壓電 10 kV 放大 2000 倍之絲線表線形貌 .....	61
圖 5.8	放大 500 倍之絲線表線形貌 .....	62
圖 5.9	放大 1000 倍之絲線表線形貌 .....	62
圖 5.10	放大 1000 倍之絲線表線形貌 .....	62
圖 5.11	放大 2000 倍之絲線表線形貌 .....	63
圖 5.12	將絲線拉伸至斷裂 (a) 8 kV/3 cm、8 kV/4 cm 及 8 kV/5 cm 之比較...64	
圖 5.13	喉部影像處理測試圖案 .....	65
圖 5.14	絲線在 40 % Strain 以下之拉伸.....	65
圖 5.15	各類線性度最佳參數拉伸至斷裂 .....	66
圖 5.16	各類線性度最佳參數拉伸至 40 % .....	67
圖 5.17	PEDOT : PSS 軟性電極實驗過程 (a) 電極塗佈於 PET 鍍鋁上.....	68
圖 5.18	RTV 矽橡膠鍍電極方法及其破裂形情況 (a) Sputter 濺鍍銀電極 .....	69
圖 5.19	(a) 壓電薄膜塗一層 RTV 矽橡膠再塗一層銀膠 (b) 銀膠作電極示意圖 .....	70

圖 5.20	(a) 壓電薄膜成品 (b) 鍍銀之壓電薄膜 (b) 再噴石墨烯之壓電薄膜 .....	70
圖 5.21	壓電纖維感測器完成品 .....	71
圖 5.22	長時間觀察 PFS 輸出訊號與振盪器振動之訊號.....	71
圖 5.23	長時間觀察 PFS 輸出訊號與振盪器振動之訊號.....	72
圖 5.24	長時間觀察 PFS 輸出訊號與振盪器振動之訊號 .....	73
圖 5.25	峰對峰值隨振盪時間之變化圖 .....	73
圖 5.26	應變與訊號 cycle 作圖 (a) 未拉伸之線性度 (b) 拉伸 0.5 小時之線性度 (c) 拉伸 1 小時之線性度 (d) 拉伸 1.5 小時之線性度 (e) 拉伸 2 小時 之線性度 .....	74
圖 5.27	應變與訊號 cycle 作圖 (a) 拉伸 2.5 小時之線性度 .....	74
圖 5.28	應變與訊號 cycle 作圖 (a) 拉伸 5 小時之線性度 .....	75
圖 5.29	貼附 PFS 照射超音波影像圖.....	75
圖 5.30	PFS 貼附位置及實驗架設示意圖.....	76
圖 5.31	PFS 實際貼附喉部舌骨及甲狀軟骨之情形.....	76
圖 5.32	超音波影片轉換圖片 .....	77
圖 5.33	超音波影像判別影像灰階值之處理方式 .....	78
圖 5.34	影像轉換成位置與灰階圖 (a) 超音波影像 (b) 位置與灰階值作圖...79	79
圖 5.35	吞嚥時，時間與皮膚表面位置圖 .....	79
圖 5.36	吞嚥 5 ml 水實驗一 .....	80
圖 5.37	吞嚥 5 ml 水實驗二 .....	80
圖 5.38	吞嚥 5 ml 水實驗三 .....	81
圖 5.39	吞嚥 5 ml 水之壓電訊號與骨頭實際位移實驗一 .....	83
圖 5.40	吞嚥 5 ml 水之壓電訊號與骨頭實際位移實驗二 .....	83
圖 5.41	吞嚥 5 ml 水之壓電訊號與骨頭實際位移實驗三 .....	84
圖 5.42	舌骨 PFS 與 US 之訊號 (a) 受試者一之第一次實驗.....	84
圖 5.43	(a) 舌骨訊號之時間差 (b) 舌骨訊號之百分比誤差.....	85
圖 5.44	甲狀軟骨 PFS 與 US 之訊號 (a) 受試者一之第一次實驗.....	86
圖 5.45	(a) 甲狀軟骨訊號之時間差 (b) 甲狀軟骨訊號之百分比誤差.....	87



## 表目錄



表 1.1	不同吞嚥障礙檢測方式[16].....	6
表 1.2	吞嚥困難治療方法及其內容[19].....	7
表 2.1	壓電材料之分類 .....	22
表 2.2	壓電本構方程式符號定義 .....	24
表 2.3	IEEE compact matrix notation [42].....	25
表 3.1	三大射流不穩定性 .....	32
表 3.2	各式靜電紡絲收集器之架設示意圖及優缺點比較[71].....	34
表 3.3	靜電紡絲之不同製程參數[71].....	35
表 4.1	P(VDF-TrFE)粉末物理性質 .....	40
表 4.2	RTV 矽橡膠之物理性質.....	43
表 4.3	靜電紡絲固定參數對絲線造成的影響 .....	46
表 4.4	靜電紡絲變動參數對絲線造成的影響 .....	47



# 第1章 緒論

## 1.1 研究背景與動機

隨著科技的進步，為了使生活更加便利進而發展出許多個人化可攜式穿戴式裝置，不論是在學術方面或是未來市場的研究，皆預測了穿戴式裝置將會成為最有前景且最有爆發性的產業[1][2]。根據市場情報公司 Tractica 的報告顯示，到了2022年，可穿戴式裝置的出貨量將從2016年的1.18億增加到4.3億台幣，複合年增長率（Compound annual growth rate，CAGR）為24.1%，如圖1.1所示，這種增長可能是智能手錶，健身追蹤器等醫療保健應用需求的推動，由此可知此研究的趨勢及發展潛力。

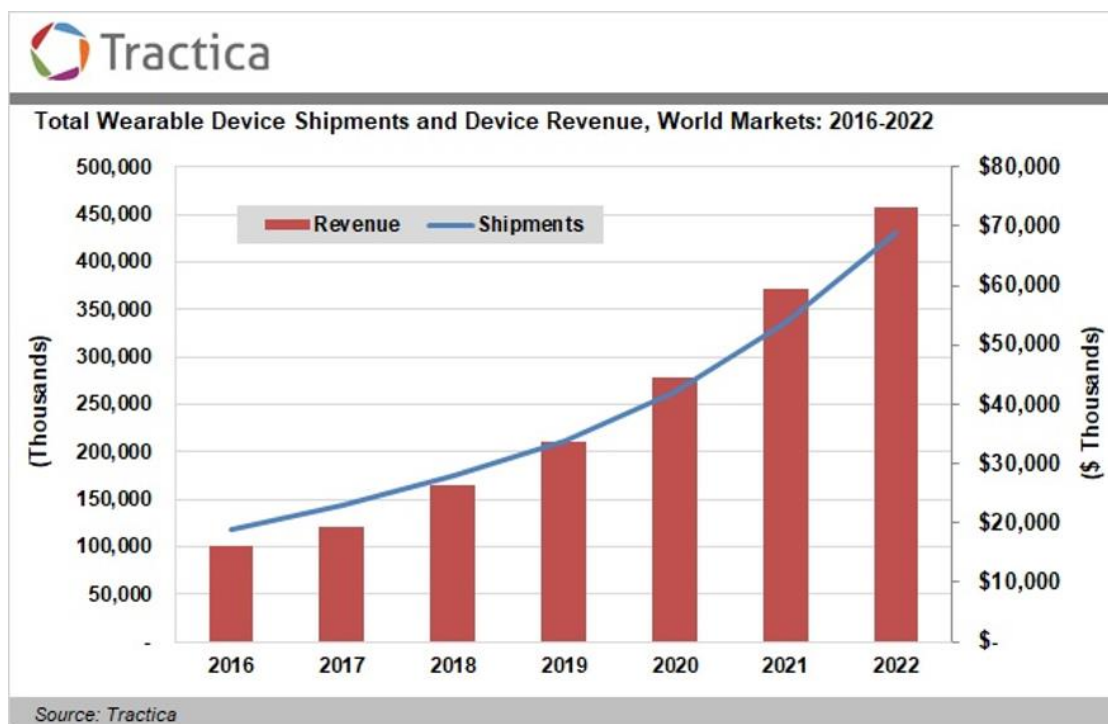


圖 1.1 2016-2022 年全球衛生保健可穿戴式裝置之收入及出貨量[3]

可攜式裝置已和我們的生活密不可分，現代人開始使用其便利的功能來記錄生活中有關的大小事，例如：依靠運動感測器來檢測並記錄運動數據，依據基本公式和演算法的計算算出粗略的卡路里消耗及睡眠品質好壞的監測，使記錄下來的數據量化，進而獲得其回饋，可以使人們改變其生活方式而有更健康的人生。穿戴式裝置的發展性主要原因是因為其可長時間配戴，在配戴期間可以即時的紀錄個人健康資訊或是日常生活的表現建立資料庫，使其提升工作效率、檢測個人生理健

康狀態並作為醫療診斷之依據。如圖 1.2 所示，根據消費者與醫療應用配戴穿戴式裝置這篇報告指出 2014 年和 2019 年市場之間的比較以及 2025 年的預測，預計在 2025 年，消費和醫療應用市場收入即將增加到\$100B，而由本篇報導可以觀察出無論是智能服飾、配戴身上式、頭戴式及手腕式的所有穿戴式裝置之收入以及銷售量皆逐年倍速成長，可期望穿戴式裝置未來的爆發性。

## 2014 – 2025 wearable market evolution

(Source: Wearables in Consumer and Medical Applications 2020, October 2020)

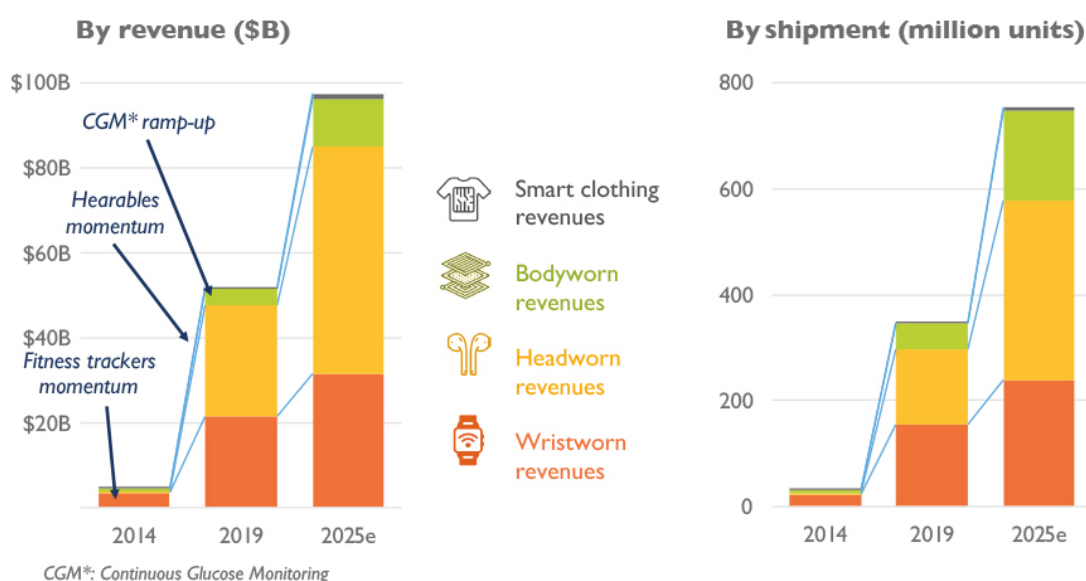


圖 1.2 2014-2025 年可穿戴市場的發展[4]

吞嚥或進食的能力是人類的基本需求，吞嚥和用餐的能力倘若喪失很可能產生深遠的影響。人們隨著年齡的增長，吞嚥能力往往會產生退化的現象，這即有可能增加吞嚥失調的風險，並對老年人的健康造成影響。隨著人口老齡化的增長，吞嚥困難已成為國家醫療保健的負擔和關注。在機構化（Institutionalized）環境，有 40% 以上的人有吞嚥困難的症狀，而解決吞嚥困難症狀的門診可分為兩種，其中一種是急性照護，而另一種則是長期照護[5]。

本研究目標想監測吞嚥時喉部運動情形且與穿戴式裝置做整合並開發出可觀測吞嚥行為之壓電纖維感測器。而後續章節分別會介紹吞嚥障礙及其檢測與訓練方式以及將可撓式感測穿戴物理感測器分為感測器機制與其應用等方面作為文獻回顧與探討。



### 1.1.1 一般吞嚥過程與吞嚥障礙

進食和吞嚥過程看似簡單但其實包含了許多複雜的行為，過程中受到許多神經肌肉作動及生理的影響，其中涉及了30多種神經和肌肉的自主和反射活動[6, 7]，因此吞嚥包含了自主和非自主的生理成分，其是一種非常快速且需要許多不同神經同時運動的行為，在吞嚥反應過程中可能只需要短短一秒左右的時間。認識吞嚥障礙前，首先要先了解何謂一般吞嚥過程（即為正常吞嚥），當有一個正常吞嚥過程時，食物才能安全的從口腔到達胃部內。從巨觀角度來看，一次正常吞嚥過程中具有兩個重要的步驟：第一是食物從口腔送到胃部內的食物通道而第二則是呼吸道的保護。若要進一步探討吞嚥過程則可根據食團的位置將吞嚥過程分成四個階段[8]，分別為（一）口腔準備期（Oral preparatory phase），是指在口腔中攪拌與咀嚼食物，將其咬成碎片並與唾液充分混和行程食團，其花費時間因人咀嚼的程度而異，如圖 1.3（a）所示；（二）口腔期（Oral phase），是指將食團送至舌根通往咽喉部，同時軟顎會往後上方抬升，形成舌顎密封（Palatoglossal seal），抑止食團瞬間進入食道，若密封不完全會有提早滲漏的問題導致食物逆流嗆到鼻腔，正常大約在1~1.5秒內完成，如圖 1.3（b）所示；（三）咽喉期（Pharyngeal phase），食團送至舌根引發了吞嚥反射，其中包含了甲狀軟骨上移、聲帶關閉等，會厭軟骨會往後下方且甲狀軟骨會抬升關閉呼吸道入口，造成舌咽密封（Palatopharyngeal seal），使得食團不會掉入氣管中而直接進入食道，而環咽肌此時會開啟為了能順利讓食物順利通過進入食道中。此時期最重要的步驟就是關閉呼吸道，為了使食物能夠安全順利的進入食道中，所以會有約莫0.5秒的閉氣時間，若此保護機制未能成功執行，食物會進入氣管抵達肺部，有嗆到且嚴重的可能引發吸入性肺炎的危險，如圖 1.3（c）所示；（四）食道期（Esophageal phase），指的是藉由蠕動的方式使食團進入食道再傳送至胃部，液體食物大約花費3秒，而固體食物約需花費8~20秒能完成，如所示，如圖 1.3（d）所示。一位成年人每天需吞嚥的次數約莫為600次左右，當每次若有上述四個階段其中之一環節出現問題且無法順利完成吞嚥的症狀出現時即稱為吞嚥困難。

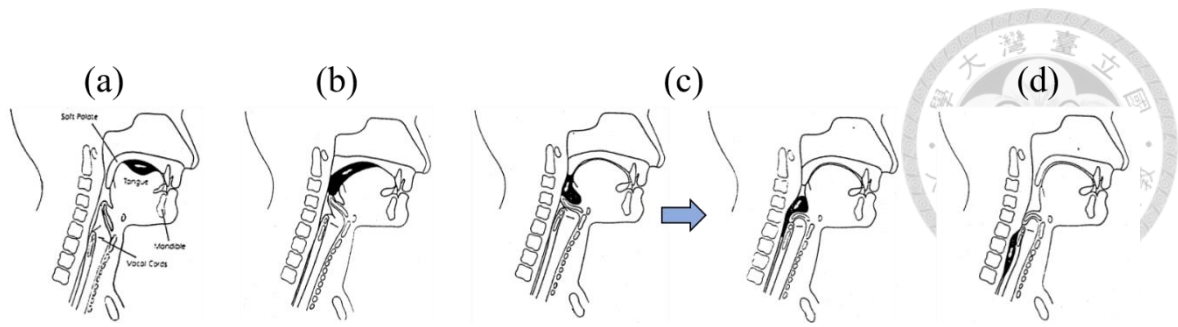


圖 1.3 正常吞嚥過程示意圖

(a) 口腔準備期 (b) 口腔期 (c) 咽喉期 (d) 食道期[8]

上述吞嚥過程中，每個階段皆有機會產生相異的症狀[9]，若口腔準備期發生異常，有舌頭虛弱、咀嚼能力不佳、流口水及食物容易殘留在口腔等問題，通常出現在中風後會有的現象；若口腔期異常，會有吞嚥起始動作遲緩的現象；若咽喉期發生異常，有鼻腔倒流、喉部無法順利抬升到一定位置及食物可能卡在咽喉處，使其感受有異物感 [10]，此異常現象通常是神經系統問題所引起的，如肌萎縮性側索硬化症等；若食道期發生異常，指的是食道功能受損導致吞嚥後食物和液體滯留在食道中，是因為食道阻塞或下食道括約肌受損造成的[11]，通常需要進行外科手術才得以解決。

近年來，人口高齡化越來越嚴重，老年人口是現代社會所要面對的一大議題，除了老年人的生活起居照護外，飲食也是年長者常見問題之一，因年齡增長而生理器官有所退化，吞嚥老化（Presbyphagia）的議題開始被人們所重視與倡議（Advocacy）[12]，因衰老可能導致繼發性並發症[13]。年長者因為器官退化或是患有神經系統上的疾病（如中風、帕金森氏症、阿茲海默症等），會有吞嚥困難的問題，在進食中常常導致噎咳、吸入性肺炎（由於誤吸入唾液或食物顆粒而導致的肺部感染）等，這會使人營養不良、體種下降且嚴重的話可能造成氣管堵塞甚至死亡等情況[14]。當吞嚥機制發生問題時，食團有極大的機率會掉入呼吸道中，稱此為吞嚥困難（Dysphagia or Deglutition）或是吞嚥障礙（Swallowing impairment），吞嚥困難可由口腔、咽、喉或食道的多種功能或結構缺陷引起，而較常發生的是在 50 歲以上的成年人以及未滿 10 歲的幼童。



### 1.1.2 吞嚥障礙檢測及吞嚥訓練

若家中有小孩或是長者有脫水、體重驟降等反應時，很有可能是吞嚥功能發生異常。當疑似有吞嚥障礙的症狀時，可以先到大醫院的復健科以及耳鼻喉科掛號，藉由醫生的評估後再將病人轉介給語言治療師、營養師與放射師做下一階段的檢測並進行治療，一般會先要求患者填寫 EAT-10 之自我評估問卷，由醫師判斷患者吞嚥的狀況，接著再進行臨床上的診斷，而臨床評估是患者食用不同體積及不同黏稠度之可食性溶液來進行吞嚥測試，其可評估吞嚥的安全性及有效性[15]。語言治療師會給予患者三種幫助：(一) 吞嚥功能之評估，會檢查口腔、咽部及喉部的功能及確認不同軟硬度食材的進食情況並了解是否曾患有疾病影響其吞嚥狀況；(二) 吞嚥訓練，其會訓與吞嚥相關的肌肉，並協助吞嚥功能訓練；(三) 吞嚥相關衛教，幫助患者改善進食姿勢及改善食物的硬度與濃度。因食物經過一些修改，像是增稠或切絲等可能會失去營養，營養師則會給予一些建議，如何吃得營養又均衡。放射師則是藉由醫生轉介後，替患者進行吞嚥攝影的檢查，患者會進食不同質地且已添加顯影劑的食物，經由檢查解果可得知不同質地食物所進食的狀況，透過吞嚥攝影的檢查可以觀察到其吞嚥時的正面及側面的影像。而目前檢測吞嚥障礙的方法有不少種，將其作比較如表 1.1 所示[16]。

表 1.1 不同吞嚥障礙檢測方式[16]

吞嚥障礙臨床檢測方式	檢測內容
理學與神經學檢查	<p>通常由醫師或語言治療師進行，利用進食不同黏稠度的食物查出造成吞嚥困難的原因，也可依神經解剖學定位並尋找其相關疾病</p> <p>患者透過口腔運動，如舌頭移動、吹氣、發聲及呼吸，語言治療師可藉此判斷病情</p>
吞嚥螢光攝影檢查	<p>利用食物與鋇劑的混和，讓患者吞嚥不同濃度的鋇液，如稀鋇液、濃鋇液、膏狀鋇液等，再利用鋇在 X 射線下會顯示出來的特性觀測吞下的食物在每一個吞嚥時期是否順利完成及其吞嚥時的協調性</p>
光纖內視鏡吞嚥檢查	<p>利用軟式的纖維內視鏡由鼻腔底部進入，其目的為觀察口腔、咽部及喉部的解剖構造，若發現內部構造有疑似異物，會將其進行活檢</p>
吞嚥壓力量測檢查	<p>此檢查方式為量測吞嚥各階段中的壓力變化。如果在光纖內視鏡吞嚥檢查發現無異狀且仍有吞嚥困難問題時可藉由此方法來做量測</p>

上述所提及到的吞嚥障礙檢測都需要離開自家且皆需要使用到一些外在侵入式儀器，相對起來會比較耗時且費力。當輕度吞嚥困難的患者若是沒有多加注意且未到醫院去尋求醫療的幫助，另外，所提及到的吞嚥障礙檢測都需要離開自家且皆需要使用到一些外在侵入式儀器，相對起來會比較耗時且費力。當輕度吞嚥困難的患者若是沒有多加注意且未到醫院去尋求醫療的幫助可能會造成營養不良甚至導致脫水等問題，這還算能夠輕易解決的小事，可以依據表 1.2 的吞嚥困難治療方法改善其吞嚥困難的症狀，觀察患者吞嚥困難的原因，調整其進食的方式並選擇最佳的吞嚥姿勢，但若是比較嚴重的症狀，如吸入性肺炎等，其原因為會厭軟骨無法順利的與抬升的甲狀軟骨閉合，吞嚥時呼吸道與食道同時打開，使得食物進入氣管造成肺炎，則需要立即就醫治療，因此能在平時檢測吞嚥障礙以及訓練吞嚥變得更加方便且重要[17]。吸入性肺炎的症狀以外觀來看最明顯的特徵為喉頭的抬升造成皮膚表面的形變[18]，若是喉頭能順利的抬升一定的幅度並帶動會厭軟骨往後下方

移動使其關閉呼吸道，則可以讓食團路徑直接通往食道不會誤吸入至肺部，如此一來就能大幅降低造成吸入性肺炎的可能性。若是發現喉頭無法順利抬升到一定幅度，則可以透過一些方式訓練使喉頭周邊肌肉更加有力量，使其喉頭能順利的抬升到一定幅度讓吞嚥困難的症狀得以改善，而舌骨與甲狀軟骨的相對移動也是與吞嚥正常與否息息相關，因此本篇論文著重觀察舌骨與甲狀軟骨對皮膚造成的表面移動及其位移的距離，可以觀察出患者的吞嚥習慣，未來能有效的進行吞嚥訓練的目的。

表 1.2 吞嚥困難治療方法及其內容[19]

治療方法	治療內容
用力吞嚥法	咀嚼食物並將其送至口腔後低頭用力吞嚥，在吞嚥時，口腔與咽喉肌肉同時用力向後吞嚥
孟德爾頌吞嚥法[20]	吞嚥時，孟德爾頌吞嚥法是將喉部向上抬起且在吞嚥後保持喉部在最高位置 3~5 秒是為了增加關閉呼吸道時間
飲食	透過營養師建議的菜單，讓患者吃一些易吞嚥的食物並同時保持飲食的均衡
導管餵養	患有脫水、營養不良甚至有肺炎的病人，則可能需要通過鼻胃管或經皮內視鏡胃造瘻術（PEG）餵食

當有了幾個吞嚥障礙的感覺，如舌頭變的不靈活、喉部難以抬起及食物難以嚥下等症狀，自己應更加的注意，而當意識到有吞嚥困難的輕微症狀時，可以自行進行吞嚥訓練，透過有效的吞嚥訓練可以改善吞嚥困難的問題並有機會能夠恢復正常的吞嚥功能，而所謂的吞嚥訓練復健為一次「完整」且「安全」的吞嚥過程，患者必須保持固定坐姿，若是長期臥病在床者其身體也必須與地面保持 60 度至 90 度的夾角，且在吞嚥前頭部必須微微前傾為了使食物受重力的作用下能更順利的進入食道，也可以避免食物誤吸入至肺部有保護呼吸道的作用。姿勢確認後即可將食物送至口腔進行吞嚥，而食物的選擇也必須要講究，需選擇易咀嚼且具有適當黏稠度的食物，如果凍、布丁等來進行吞嚥的訓練。食物的黏稠度對吞嚥障礙的病患來說影響相當深遠，若黏稠度較低，食物像液態狀有較大的流動性，容易造成吞嚥前誤吸入導致嗆咳的現象；若黏稠度過高，食物像麥芽糖會使其沾黏於喉嚨處。

而在吞嚥訓練時建議每一口食物的量在 3~5ml 之間；在訓練吞嚥過程中盡量避免與患者交談並觀察喉部抬升的情形；在吞嚥結束後必須檢查口腔中是否有食物的殘留為了避免殘留物滑進呼吸道內或是在口腔中滋生細菌，若口腔中有殘留物也務必請患者做一個空吞嚥的動作使其清理口腔，若是難以進行空吞可以吞一些較稠的液體使其帶走咽喉部的殘渣確保咽喉部的淨空。

無論吞嚥障礙的判斷或是吞嚥訓練的過程，在吞嚥時舌骨與甲狀軟骨的抬升使皮膚表面造成起伏的程度是一個很重要的指標，藉此可以判定在一次正常吞嚥時舌骨與甲狀軟骨的抬升行為與移動的距離，因喉頭表面具有兩個較突出的特徵，如圖 1.4 所示，在吞嚥時因舌骨的抬升順勢帶動甲狀軟骨，此時能感受到包覆在甲狀軟骨外的皮膚表面同一處會經過這兩個較突出的特徵造成兩次形變，固本研究利用應變感測器來量測舌骨與甲狀軟骨分別的形變，並判斷喉頭是否順利抬升到一定的距離也能同時測得是否吞嚥結束時舌骨與甲狀軟骨能回到初始位置，達到本研究目標 - 觀測吞嚥行為時舌骨與甲狀軟骨個別的移動與超音波影像結合。

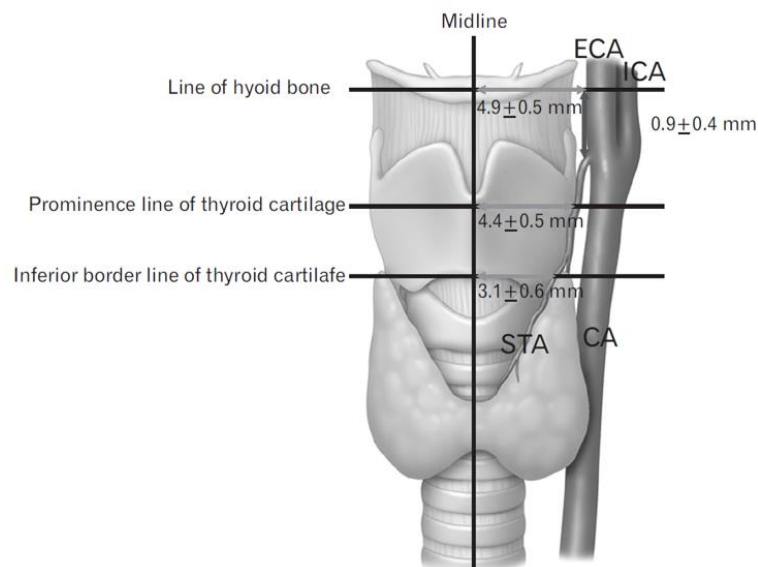


圖 1.4 喉頭部示意圖[21]



### 1.1.3 可撓式感測器介紹與分類

穿戴式裝置在市面上有許多種，目前發展多以高延展、高可撓性的輕薄材料為主，可直接穿在身上的可撓性感測器(Flexible sensor)為目前最主要研究方向之一。可撓性感測器需要具有將機械能或物理訊號轉換為電訊號的能力，依照其受力形式來區分，最主要分為兩大類型：應變式以及應力性感測器[22]；也可以根據感測元件轉換訊號的方式將其做更細的分類，可分為四大類型：壓阻式(Piezoresistance)、電容式(Capacitance)、摩擦生電式(Triboelectricity)及壓電式(Piezoelectricity)感測器等四種。而以下分別對上述提到的六個不同分類形式的感測器加以介紹。

應變性感測器，以 Chen 等人所做的研究為例[23]，此篇研究是在基於 P(VDF-TrFE) 聚合物奈米纖維層和銀奈米線層開發了一種高度可拉伸的導電纖維應變感測器。此導電纖維感測器表現出 20 毫秒的快速響應以及在 10000 次應變循環後的耐用性為其優點及特色。光纖應變感測器也具有在較寬的檢測範圍，能使精確監測劇烈運動（手指彎曲或伸展）和微妙的生理信號（脈沖和發聲）等動作。其本研究使用膠帶將光纖感測器固定在人體的不同位置(手指、手腕、喉嚨)。以喉嚨來說明，其感測器可以捕獲講話過程中喉嚨肌肉的複雜運動信號，我們將光纖傳感器固定在人體的喉嚨上，當測試人員說出不同的單詞(例如 Hello, Nano 和 Strain sensor)時，由於該單詞的每個音節對應於喉嚨的每個電信號峰值，因此感測器表現出出色的靈敏度且能對應到其發聲過程中的肌肉運動，如圖 1.5 所示。

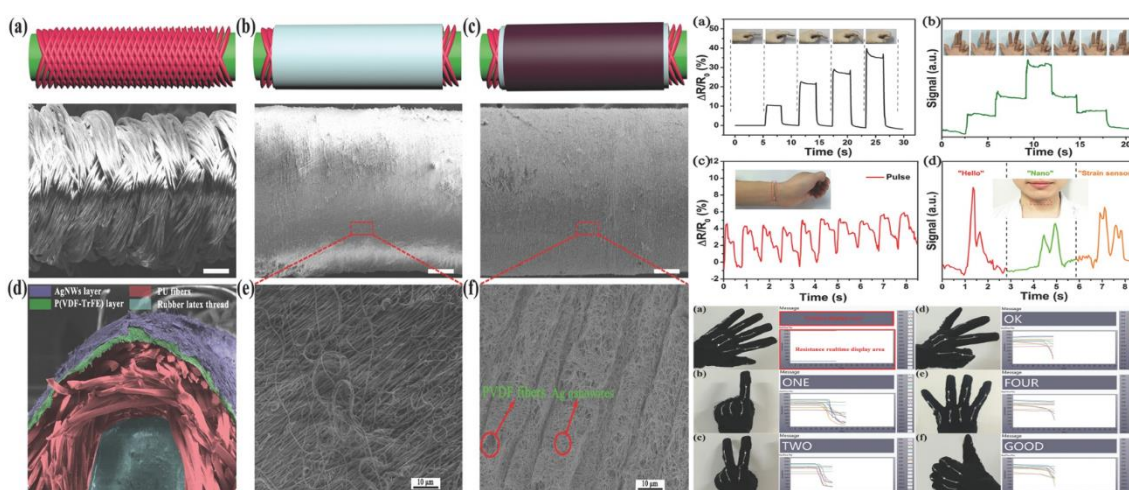


圖 1.5 可監測手勢及喉嚨發音之光纖應變感測器

應力式感測器，以 Gong 等人所做的研究為例[24]，此研究將兩個聚二甲基矽氧烷薄板之間夾著超薄金奈米線(AuNWs)浸漬的薄頁紙來構建高度靈敏、靈活的應力感測器(基於 AuNWs 的壓力感測器)。此感測器可以解決壓力、彎曲、扭轉力和聲音振動的問題。出色的感測性能以及機械柔韌性和耐用性可實現對脈搏的實時監控，以及對音樂中微小振動力的檢測。此應力感測器可以同時用於檢測壓力、彎曲力和扭轉力，值得注意的是，在這三種類型的力測量中均觀察到具有明顯的訊號差異，這進一步證明了此研究所開發的 AuNWs 應力感測器具有很高的靈敏度，如圖 1.6 所示。

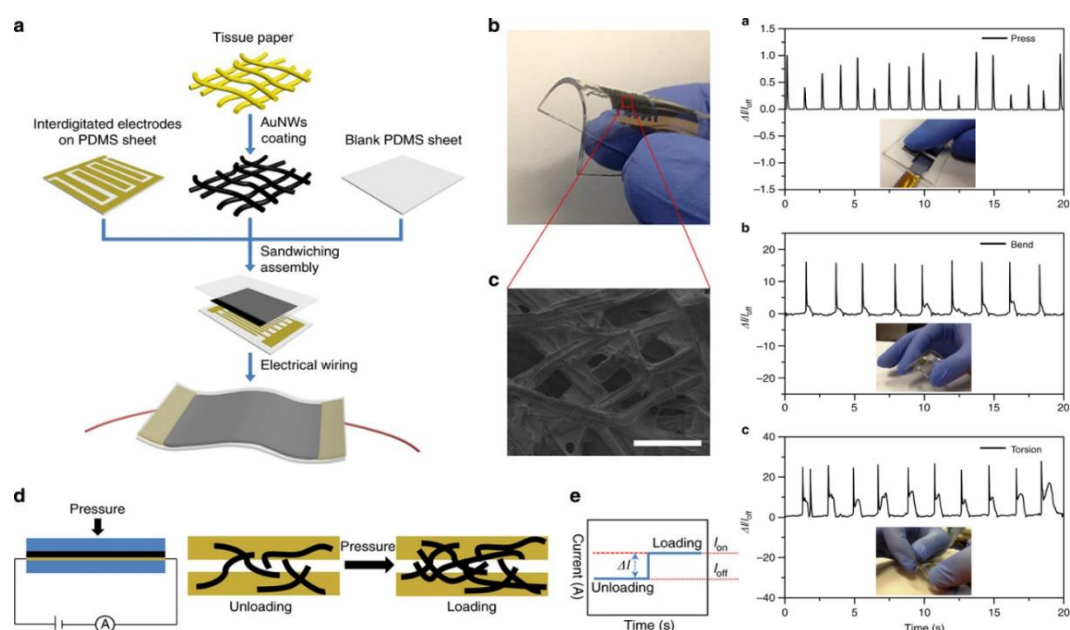


圖 1.6 可量測不同出力形式之應力式感測器

壓阻式感測器，以 Huang 等人所做的研究為例[25]，使用壓阻纖維，且具有彈性和常規聚酯纖維製造了基於紗線的感測器。通過測量可變負載下的電阻變化來評估設計的感測器的性能。此研究使用鉤針編織機製作鬆緊帶且將鬆緊帶與多條商用聚酯紗線、橡膠紗線和兩條傳感紗線結合在一起製作用於監視呼吸信號(每分鐘呼吸次數，BMP)的壓阻式感測器。將兩個鬆緊帶感測器縫在衣服上可以準確地測量呼吸次數，如圖 1.7 所示。

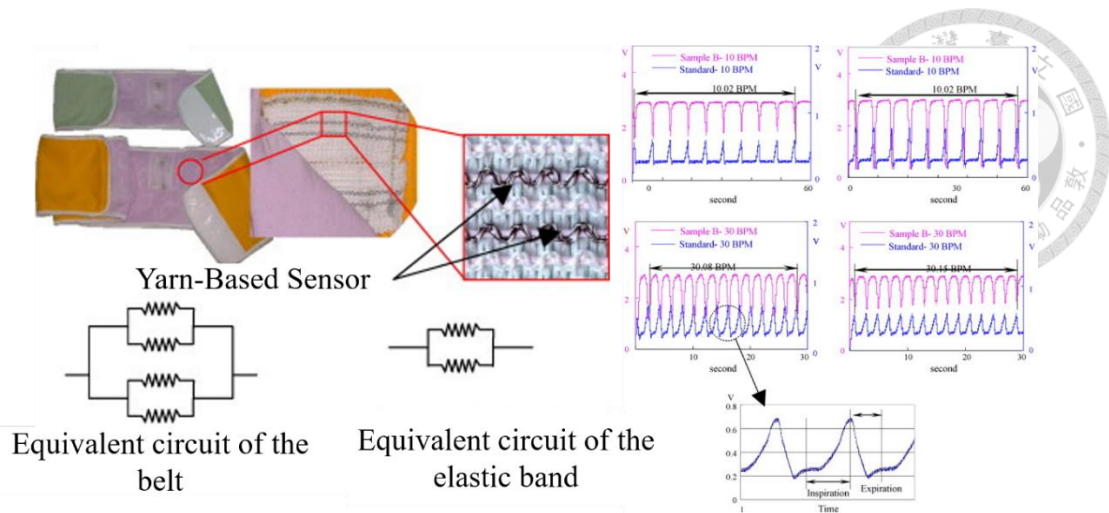


圖 1.7 可監測呼吸次數之壓阻式感測器

電容式感測器，以 Dobrzynska 等人所做的研究為例[26]，此篇研究開發一種基於柔性基板的三軸力感測器，該感測器是以手指形電極電容器組成，其操作是以施加三軸負載時引起的電容變化來做量測。電極設計是將三種聚合物，聚酰亞胺 (Polyimide, PI)、聚對二甲苯 C(Parylene-C) 和聚二甲基矽氧烷 (Polydimethylsiloxane, PDMS) 與標準的金屬化工藝相結合，可以將感測器的整體柔韌性和電容器電介質的彈性整合在一起。本研究開發出了一種用於三軸力量測的高靈敏電容式力感測器，其實驗之電容值與理論預測一致，當在三軸向負載下，以施力 0~14N 範圍內運行時，感測器表現出線性且沒有滯後現象，而在法線 z 方向上，傳感器的靈敏度取決於壓力範圍，進而定義了兩個區域：一個靈敏度較高，適用於 0~10kPa 的較低負載，另一個靈敏度較小，適用於 10~140kPa 的負載。此篇研究的感測器量測 3 軸力之靈敏度高，使以將其應用於人類手足皮膚上，如圖 1.8 所示。

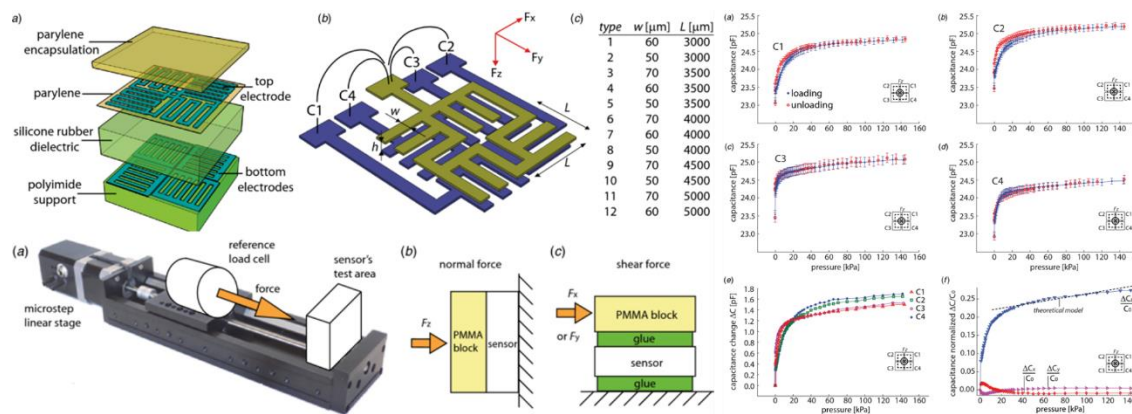


圖 1.8 用於測量三軸力之電容式感測器

摩擦生電式感測器，以 Wang 等人所做的研究為例[27]，針對自供電式主動人體運動感測器，已經設計並研究出基於運動膠帶 (Triboelectric Nanogenerator based on kinesio tapes, KT-TENG) 的可拉伸、靈活且可穿戴的摩擦奈米發電機，該設備可以在拉伸或彎曲過程中有效工作。短路轉移的電荷和開路電壓均與拉伸的位移和彎曲角度均顯示出極好的線性關係，從而使其可作為可穿戴式自供電感測器用於實時人體運動監測，像是可以準確量測到膝蓋彎曲角度的不同，彎曲角度越大，所量測到的訊號就越大，而貼於五根手指頭上做的量測則可看出，比不同手勢時，手指頭彎曲之情形，如圖 1.9 所示。

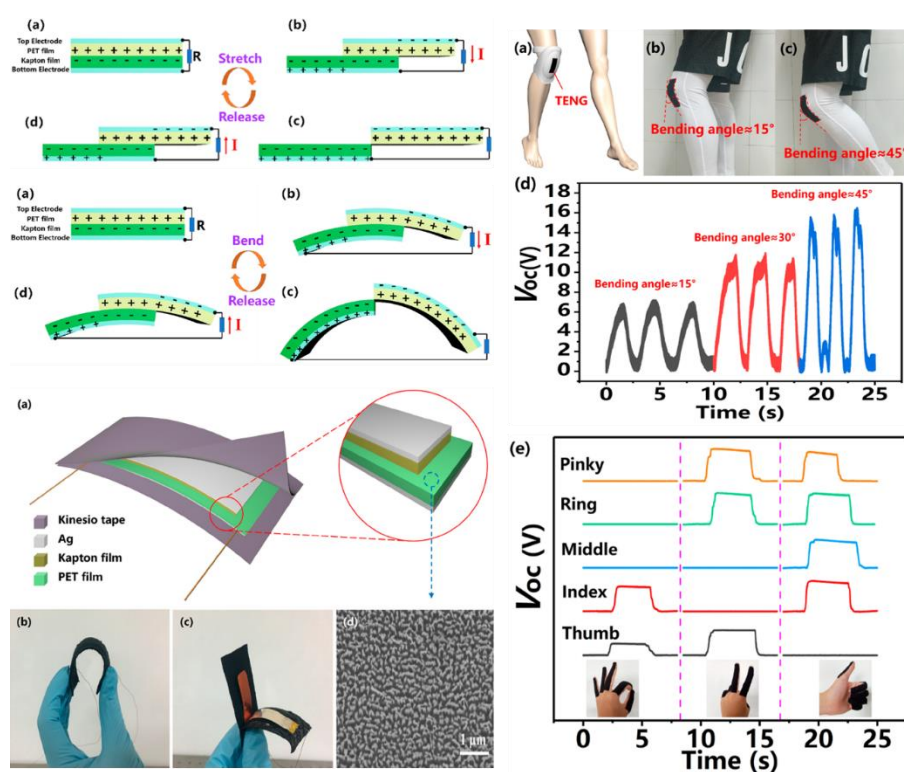


圖 1.9 可監測人體運動之摩擦生電式感測器[27]

壓電式感測器，以 Fuh 等人所做的研究為例[28]，利用近場靜電紡絲(Near-field electrospinning, NFES)的技術將聚偏二氟乙烯(Polyvinylidene Fluoride, PVDF)在紙上紡出一個四方形結構，接著在其表面接上電極，即可做成一個可量測彎曲行為之壓電式感測器，當感測器受彎曲時，會依其彎曲角度不同所產生相異的電訊號，如圖 1.10 所示。

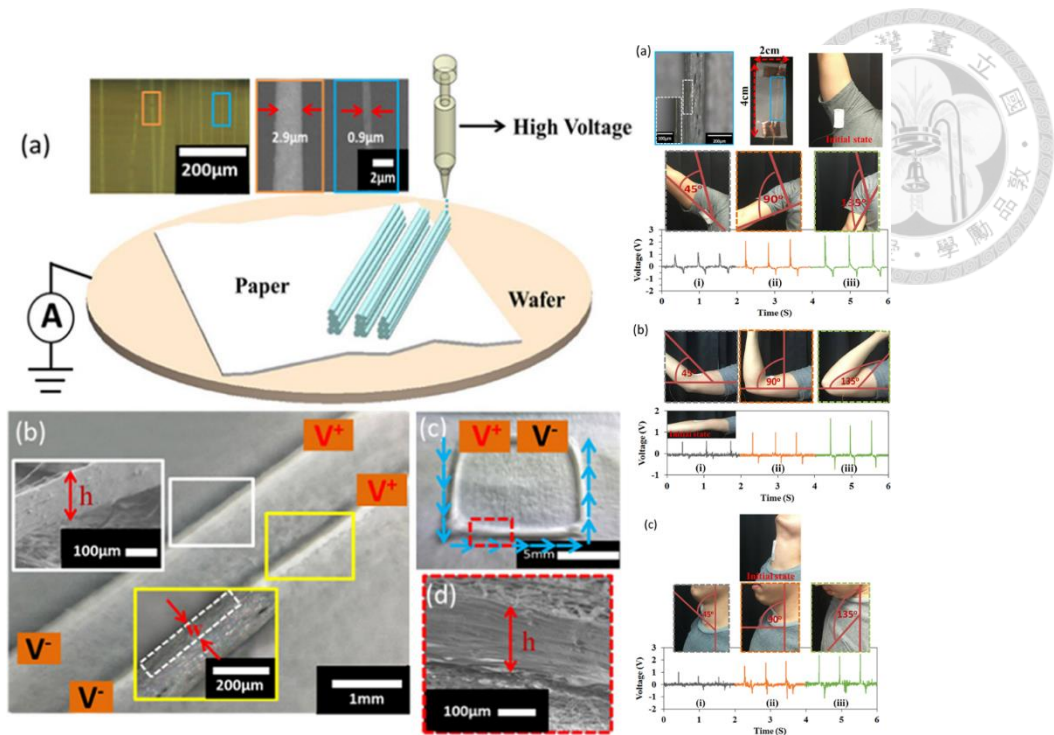


圖 1.10 可量測彎曲行為之壓電式感測器

總結上述所提，依照感測材料訊號轉換方式的不同，其感測器在結構的製程與設計上就有所差異，一個優良的感測器必須可以清楚的量測到運動時感測器能量測到其相對訊號，紀錄並找出其相關之特徵，故本研究開發具有高重複性且高線性輸出之感測器，使其受長時間的使用下依然可精準量測到運動行為且不失真，以準確辨識運吞嚥時產生之訊號。

而 P(VDF-TrFE) 具有柔軟且輸出穩定之特性[23]，故可作為感測元件，故本研究目標開發可觀測吞嚥行為之感測器，其使用 P(VDF-TrFE) 纖維作為感測元件，其感測器結構簡單製作容易即可達到量測喉部運動的行為，使製程簡易及製作成本低以利於生產及應用。

## 1.2 研究目標

本研究目的為開發一種可以監測吞嚥的穿戴式裝置，研究重點包含開發可量測吞嚥時包覆在舌骨與甲狀軟骨外皮膚表面形變之壓電纖維感測器，並同時利用超音波觀測舌骨與甲狀軟骨實際移動的情形，來探討量測包覆在舌骨及甲狀軟骨外皮膚表面的形變與所開發之應變感測器量測到的壓電訊號之間的關係，並以此依據開發分析方法。此感測器具有下列幾大特色：

(1) 高柔軟性及高順應性：因感測器必須貼附在人體皮膚表面上，而人會時常有一



些大幅動的動作，若感測器沒有此特性可能很容易遭受到破壞，若具有此特性的感測器也會比其他較硬的感測器所量測到範圍更廣，且對小幅度的變化也相對的較明顯。

(2)高排列性、方向性及高重複性：在量測應變時具有排列及方向性之絲線會使研究更加精準若擁有其特性可以確保輸出之壓電訊號能達到線性輸出，若每次的應變量相同而輸出的壓電訊號大小卻不同則此感測器是無法達到定量的效果，且更無法量測出大形變與小形變之間的差異，所以具有重複性之絲線才能使實驗量測的更準確。

(3)具有可長時間量測之的特性：若是產品可使用的次數不多，沒幾次就壞掉，或能使用的時間不長，沒有人會願意購買或使用此產品。

(4)可長時間保存、易使用、輕便及低成本：因本實驗是將感測器貼附人體皮膚表面，若是感測器過大或過重是沒有人會願意去使用的，且也無商品化之可行性。

(5)具備防水功能：因本研究希望能同時量測超音波影像及自製感測器所輸出之壓電訊號，故感測器須具備防水功能（因超音波傳導膠是水性材質會使感測器兩面電極導通導致短路）且也必須有超音波通透性，可以使超音波穿透，順利拍到需觀察的舌骨及甲狀軟骨。在照射超音波前須塗上超音波傳導膠使其填滿空氣介質方能順利穿透皮膚因傳導膠具有較高的含水量，可以提升傳導能力，當超聲波發射到兩種相異介質時，會因其阻抗相差大以至於反射系數相對也較大。因此本研究開發一具有以上特性之可觀測吞嚥行為之壓電纖維感測器。

本研究使用 P(VDF-TrFE)作為主要感測的壓電高分子材料，其具有優良的化學抗性及生物相容性，本研究開發靜電紡絲製程技術，使所產生之壓電纖維束具有可貼附皮膚之高順應性，使所開發的感測器可適合作為穿戴式感測器的元件，並研究不同電紡參數所產生具有不同排列之壓電纖維以掃描式電子顯微鏡觀測其絲線排列之情形，並以自動荷重試驗機使絲線拉斷觀測拉伸荷重與應變之機械性質，以篩選出高線性度及靈敏度絲線製作參數，再利用此參數之薄膜當作感測器之基材，將壓電薄膜鍍上電極並接出導線製成應變感測器，外面包覆一層矽橡膠材料，使可以貼附於喉部並量測吞嚥時喉部形變所產生之訊號，若未來收集足夠的數據建立其資料庫，開發演算法，即能夠透過 wifi 或藍芽傳送至手機做即時分析，使感測器能讓患者居家吞嚥訓練以及隨時檢測吞嚥功能，如此一來能達到自主長照的功能。



### 1.3 論文架構

第一章談到本論文的研究背景以及研究動機說明，並確立研究目標；第二章提到了壓電材料，且進行分類探討其所具有的性質等；第三章探討壓電絲線的起源、製程與發展，並可藉由退火與極化的方式得到最佳狀態的壓電絲線；第四章將更進一步的介紹壓電絲線之製作流程、實驗架設與參數的調整，以及壓電絲線鍍電極的改良並說明如何將壓電絲線與基材的結合製作成感測器，最後介紹如何將感測器貼附於身體皮膚表面進行喉部吞嚥時的運動的監測並結合超音波影像同步觀察；第五章為實驗結果與討論，包含了在不同架設參數所紡出來的壓電絲線所量測的訊號與結果以及貼附於舌骨與甲狀軟骨在吞嚥時所輸出的壓電訊號再與超音波影像比對並進行討論；第六章為結論以及未來展望。論文架構如圖 1.11 所示。

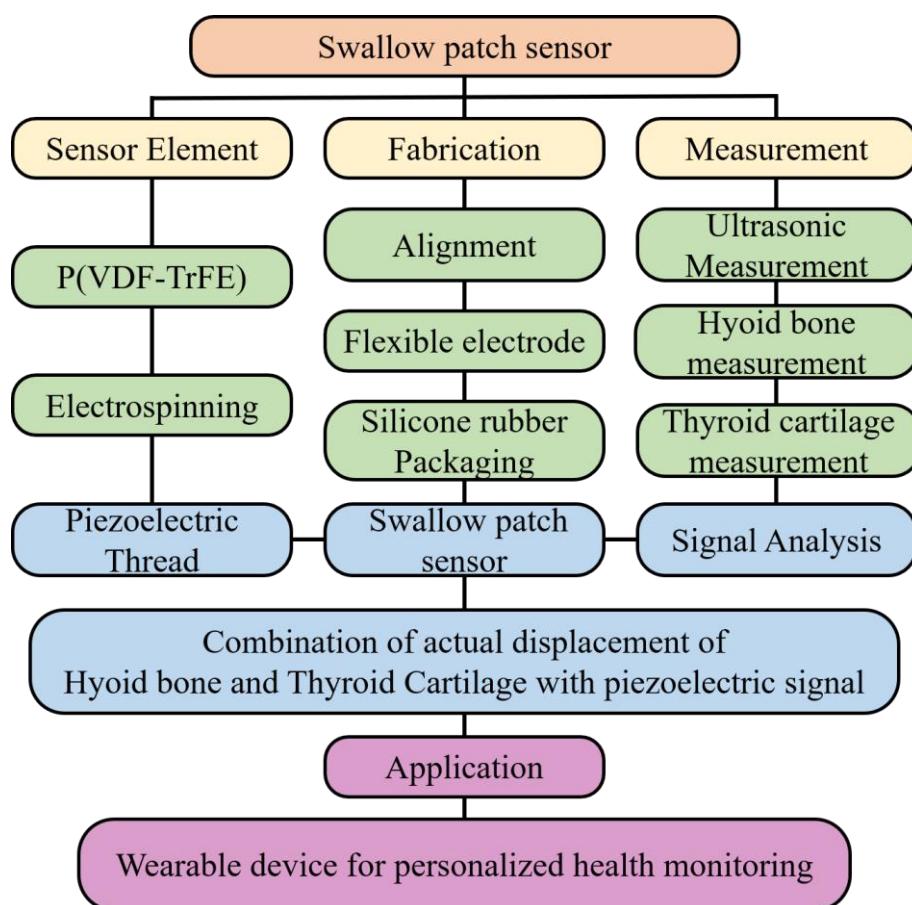


圖 1.11 研究架構圖



## 第2章 壓電材料

### 2.1 壓電材料介紹

#### 2.1.1 壓電效應簡介與壓電材料

壓電效應(Piezoelectric Effect)是指力學能(Mechanical Energy)與電能(Electrical Energy)具有相互轉換的能力。材料的壓電性是由壓電常數決定，和晶體排列的對稱性有關。生活中許多應用存在壓電效應如打火機(cigarette lighter)或超音波(medical ultrasound)等，故壓電與人的生活息息相關[29]。

壓電材料(Piezo Material)是指具有壓電效應的材料，此材料是由英國科學家 David Brewster 在 1824 年於電氣石(Tourmaline)中發現焦電效應(Pyroelectricity Effect)及本身的結晶型態[30]。水晶是第一個用於壓電實驗的材料，1880 年，法國物理學家居禮兄弟(Pierre Curie and Jacques Curie)在研究晶體結構與熱電性時，首次證明了正壓電效應(Direct Piezoelectric Effect)的物理現象[31]。正壓電效應為，在壓電材料上施以一拉力或壓力時，材料內部之電偶極矩會改變，此時材料會在相對的表面上產生相同大小的正負電荷，以利材料保持原樣，而較值得探討的是電偶極矩可經極化改變內部原本方向。由圖 2.1 左圖得知，極化前晶格內自發性極化量方向不一致，右圖可以看出，極化後晶格內自發性極化量方向大致轉向電場方向[32]，而後，他們測量幾種特定晶體的表面電荷，測量的晶體包含蔗糖(sucrose)、電氣石(Tourmaline)、石英(Quartz)、黃玉(Topaz)、羅謝爾鹽(Rochelle Salt)，發現以不同方向切割或施力方向的不同會產生不同方向的形變，而其中石英和羅謝爾鹽能表現出最高的壓電效應[33]。但，居禮兄弟並未預測逆壓電效應。逆壓電效應(Inverse Piezoelectric Effect)則是在 1881 年，由盧森堡物理學家加布里埃爾·利普曼(Gabriel Lippmann)用數學方法推論得到的[34]。逆壓電效應為給予壓電材料施加一電壓，使材料產生機械能而造成形變。

十九世紀後，壓電材料被廣泛注意，隨後並更深入的研究、探討其應用，而後便湧現出大量壓電材料。許多壓電材料的發現與應用來自於美國貝爾實驗室(Bell Laboratories)，如麥克風、濾波器和無線電通訊設備等[35]。

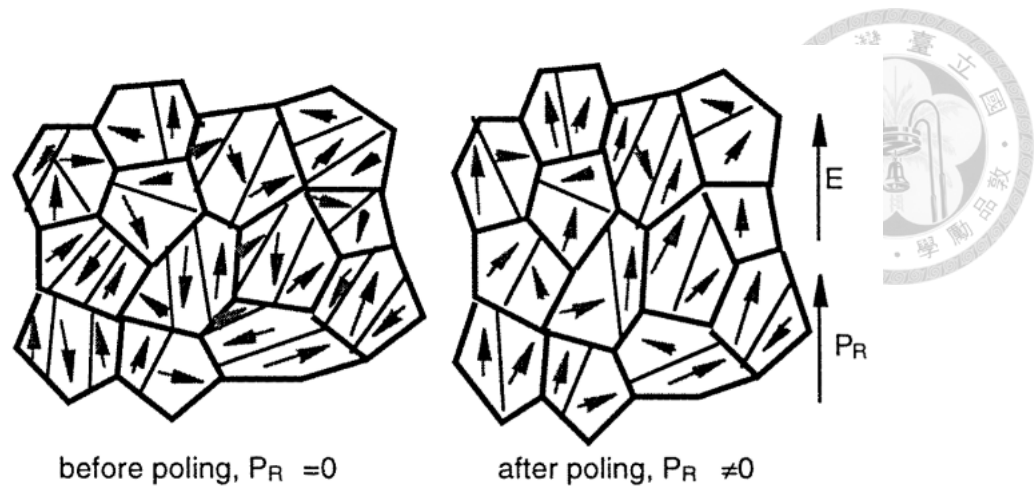


圖 2.1 極化前後電偶極矩排列情形[32]介電效應、壓電效應、焦電效應以及鐵電效應

通常我們在使用的壓電材料，本身除了有壓電性質(Piezoelectricity)外，也可能同時具有介電性質(Dielectricity)、鐵電性質(Ferroelectricity)和焦電性質(Pyroelectricity)等，如圖 2.2 所示[36]。而本研究所使用的溶質 P(VDF-TrFE)是一種具有非常良好的壓電性質之鐵電聚合物，此外 P(VDF-TrFE)同時具有優越的介電性及焦電性，因此在使用上除了需考量力場之外，亦須注意電場與溫度場的交互關係[37]，如圖 2.3 所示。

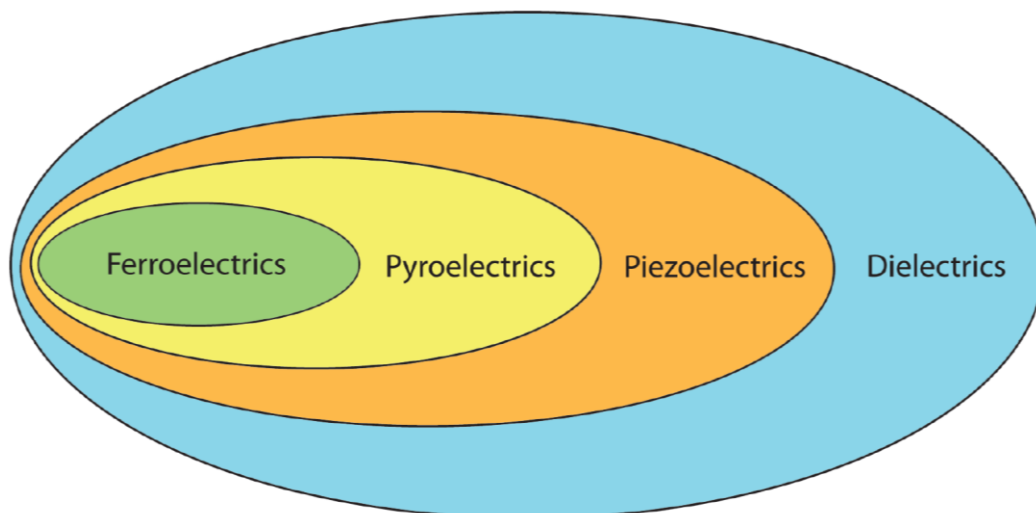


圖 2.2 鐵電性質、焦電性質、壓電性質和介電性質關係圖[36]

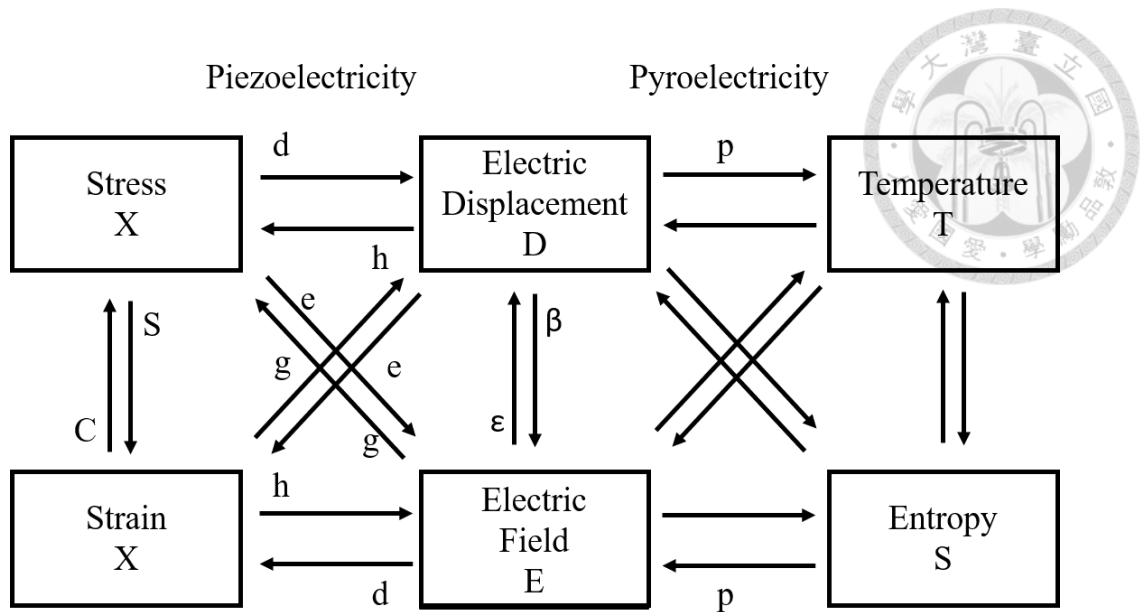


圖 2.3 壓電、焦電性質交互關係示意圖[37]

介電質是一絕緣體，但受電場作用後仍會對其造成影響，可以分成極性物質與非極性物質。非極性物質是一正電荷集中在一很小之區域，且有一同等的負電荷分布其周圍，因兩相等且符號相反之電荷正負電綜合所以不帶電，如圖 2.4(a)所示。當非極性物質受到外加電場作用下時，正負電荷會有微小移動，形成電偶極使其對外部產生電場，稱此物質被外加電場極化，如圖 2.4(b)所示。極性物質本身就是一個電偶極，在未受外加電場之排列並不整齊，因此電偶極所產生的電場幾乎會會被抵銷，如圖 2.5(a)所示，但將此物質施加一外加電場，則此電偶極會順電場方向排列整齊，會使外部產生電場，稱此現象為極化作用(Polarization)，如圖 2.5(b)所示。極性物質之極化作用與溫度有關，溫度高會使分子產生振動，使其整齊度被破壞，所以溫度越高，極化程度就越差，而非極性物質之極化作用就與溫度較無關[38]。

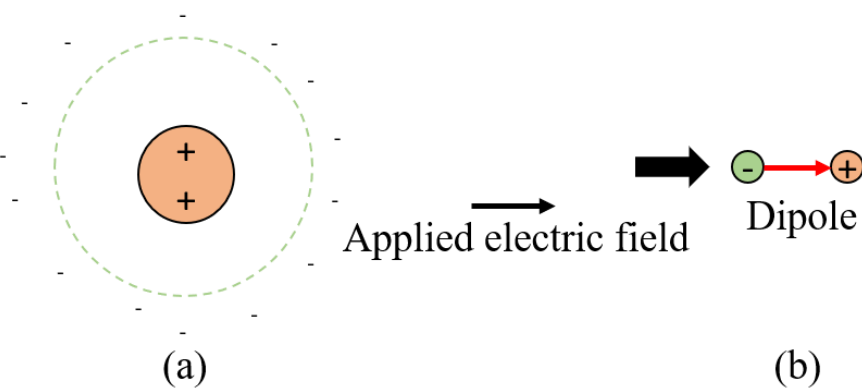


圖 2.4 非極性物質及其受外加電場排列示意圖

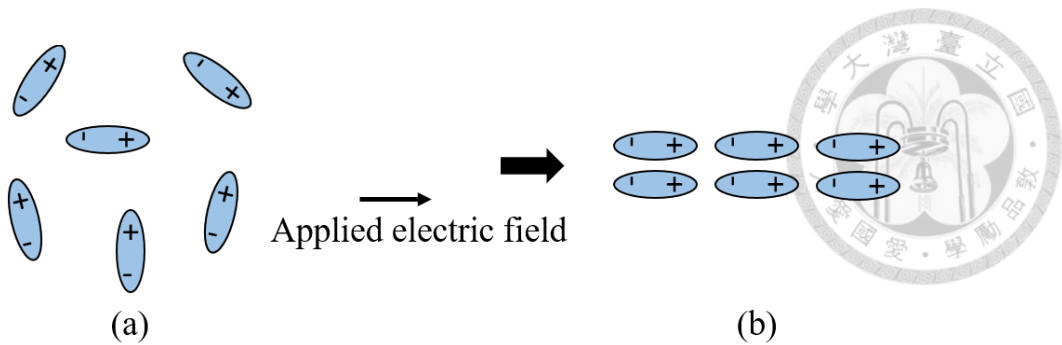


圖 2.5 極性物質及其受外加電場排列示意圖

壓電效應是藉由施加一外力或一電場在壓電材料上，使壓電材料表面上形成與內部偶極矩相反的電荷，此電荷密度與施加的強度成正比，稱此為壓電效應[39]。根據施力或施加電場的不同，可以將壓電效應分成以下兩類：

(1) 正壓電效應(Direct Piezoelectric Effect)：在材料未受外力時，等效電偶極矩無變化，此時為平衡狀態，不會產生電位差。而當壓電材料在力場作用下，受到應力(Stress)進而產生應變(Strain)，在材料的表面上會產生自由電荷(Free charge)，即為力學能轉換為電能的效應，稱此效應為正壓電效應，如圖 2.6 所示。

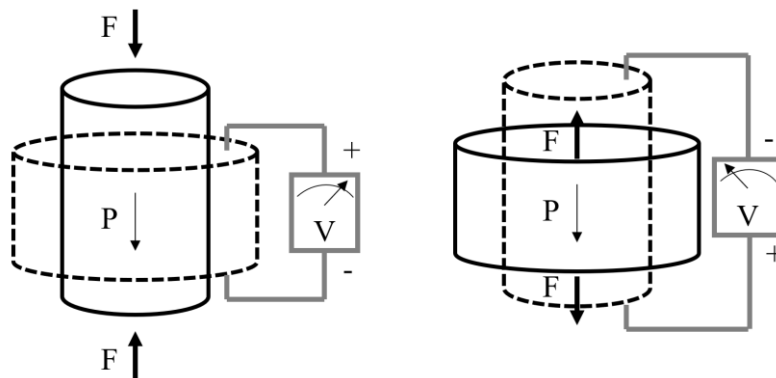


圖 2.6 正壓電效應示意圖[39]

(2) 逆壓電效應(Inverse Piezoelectric Effect)：對壓電材料施以一外部電場，材料內部電偶極矩會因電極所產生的相吸或相斥，使得材料產生拉伸或縮短之應變，而能量由電能轉變成機械能之現象稱為逆壓電效應，如圖 2.7 所示。

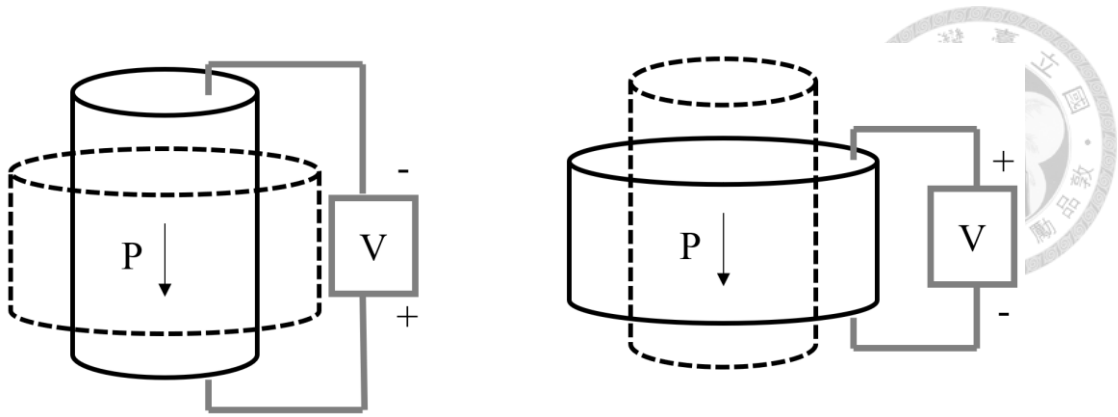


圖 2.7 逆壓電效應示意圖[39]

焦電效應 (Pyroelectric Effect) 是指熱能 (Thermal Energy) 與電能 (Electrical Energy) 具有相互轉換的能力，它是藉由外界溫度的變化造成材料內部電偶極本身自發性極化量 (Spontaneous Electric Polarization) 的改變，進而導致表面電荷累積的現象[37]，如圖 2.8 所示。倘若外界溫度維持不變，則表面電荷亦不改變，就不會產生電能。材料在溫度穩定不變的情況下，內部的自發性極化會表面呈現電中性。如圖(A)所示。而在溫度變化的瞬間，材料表面會有電荷分佈的改變，而原先表面的電荷無法跟上變化，使得電荷在表面累積，如圖(B)所示，此時利用導線做成迴路即可形成電流或電壓。最後待溫度穩定後材料變回電中性，如圖(C)所示。

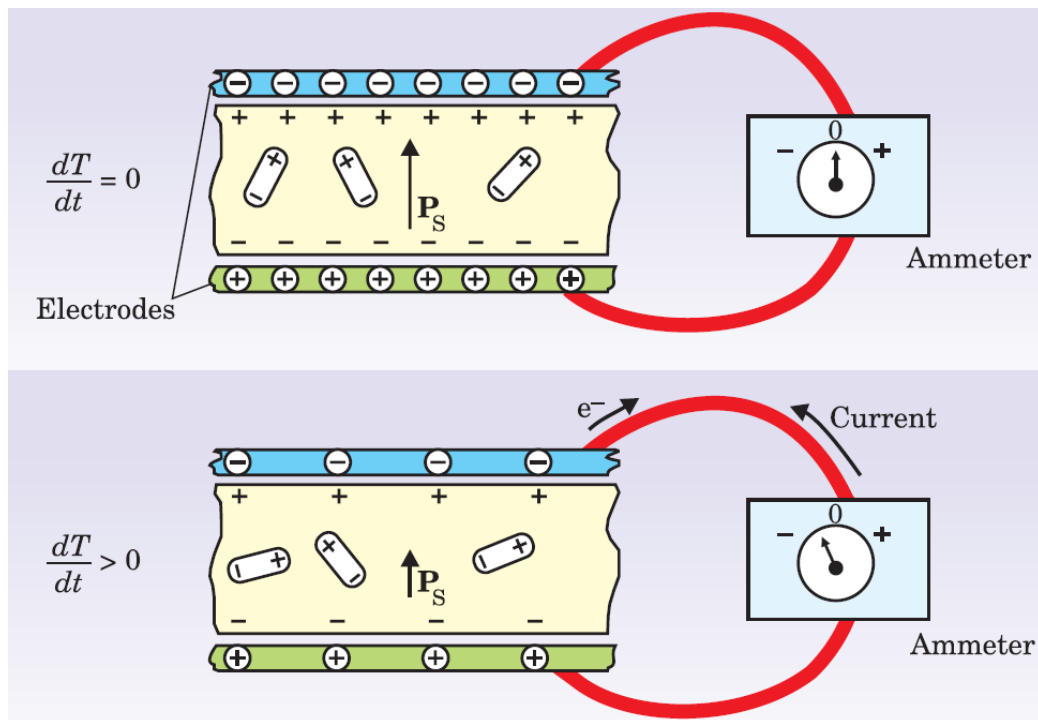


圖 2.8 焦電效應示意圖[30]

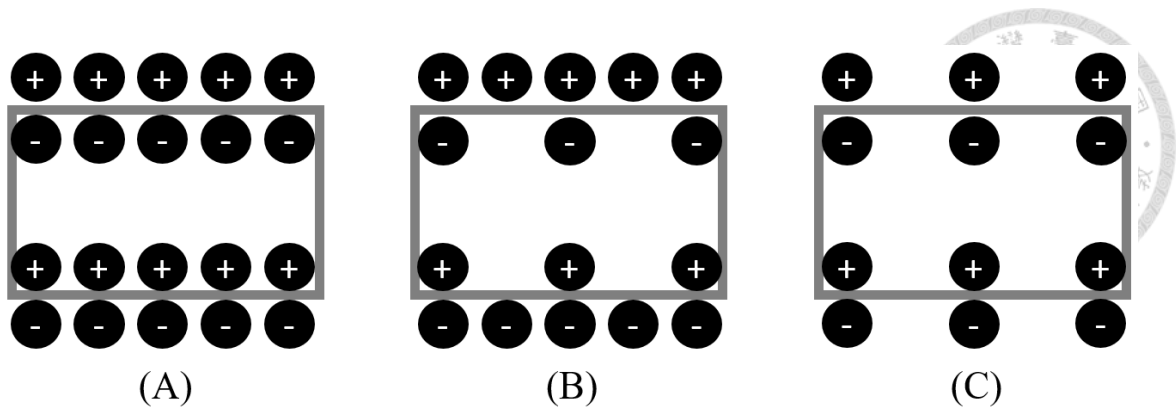


圖 2.9 焦電效應示意圖(A)溫度穩定不變情況下，材料表面呈現電中性；(B)溫度變化瞬間，材料表面有電荷分布改變；(C)溫度再變穩定，材料表面變回電中性

鐵電效應(Ferroelectric Effect)指介電材料本身不需經由外界物理變化就具有自發性極化(Spontaneous Electric Polarization)和電域轉向(Domain Switching)的特性，自發性極化特性為材料內部偶極矩的排列本身已有極化的現象，而電域轉向為當材料受到外部電場或力場時，材料內部的電偶極方向會隨之改變，移除外電場或力場時，材料內部的電偶極方向仍能維持於原電場力場所施加的方向[40]。鐵電材料鐵電材料可以藉由電場的改變與其極化量之關係繪製出電滯曲線(Hysteresis Loop)並判斷其特性，如圖 2.10 所示。

在尚未施加電場時，材料內部偶及子會任意排列，當電場開始增加時，圖 2.10 黑線部分為外加的電場從 0 開始增加，其對應的極化量也隨之增加，偶極子會開始轉向同一方向，但不會呈現線性的關係也會依據不同的材料而有所差異，在此範圍材料中的偶極子並無法全部都轉向電場的方向，當外加的電場大到足夠將所有的偶極子轉向，此時達到了飽和極值(Saturation Polarization,  $P_{sat}$ )。

綠線的部分，若將外加的電場減少至 0，偶極子受電場約束力減少，但仍保有排列性，此時的極化量並不會回到 0，而是會有一個殘留的極化量(Remnant Polarization,  $P_r$ )，要消除此殘餘極化量必須要施加一反向的電場，須達到圖上的(- $E_c$ )也就是此材料的矯頑電場(Coercive Electric Field,  $E_c$ )，當電場往負向增加時，原本方向的偶極子會被吸引至反方向，在持續加大反向電場，則會達到反向的飽和極化量。

紅線的部分，從反向的電場減至零時，也會有一個殘留的極化量(- $P_r$ )，在持續加大電場通過矯頑電場，最後會達到飽和極化量，由此完成一個完整的遲滯迴圈。

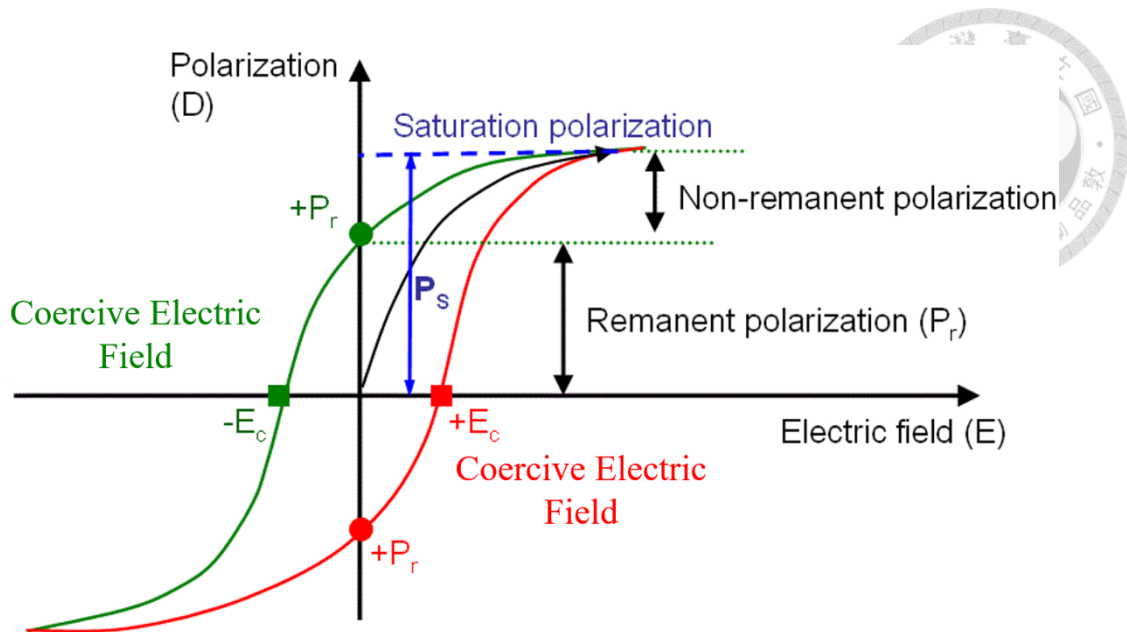


圖 2.10 電滯曲線示意圖[40]

### 2.1.3 壓電材料種類

壓電材料依據其晶格的排列與結構的差異可以分成以下幾種：單晶系類 (Single Crystal)、壓電陶瓷類 (Piezoceramics)、高分子聚合物類 (Polymer) 以及新型複合材料類 (Composite Material) 等，如表 2.1 所示[41]。

表 2.1 壓電材料之分類

材料種類	材料名稱
單晶系	石英(Quartz)、羅謝爾鹽(Rochelle Salt)、電氣石(Tourmaline)、 鈮酸鋰(Lithium Niobate, $\text{LiTaO}_3$ )、酒石酸二鉀(DKT)、磷酸二 氫銨(ADP)、酒石酸乙烯二銨(EDT)等
壓電陶瓷 (多晶系類)	鈦酸鋇(Barium Titanate, $\text{BaTiO}_3$ )、鋯鈦酸鉛(Lead Zirconate Titanate, PZT)、鈮酸鉛鈮( $\text{PbNb}_2\text{O}_3$ )、鎂酸鉛(Lead Magnesium Niobate, PMN)等
高分子聚合物	聚-氟乙烯(PVF)、聚-偏氟乙烯(PVDF)、聚-氯乙烯(PVC)等
複合材料	陶瓷類、高分子聚合物等組成複合結構、三明治結構

單晶系類的壓電材料，是指按照晶體空間規則生長而成的晶體，其晶體結構無對稱中心(center of nonsymmetry)，因此具有壓電性。以石英為例，其化學成分為二氧化矽(SiO<sub>2</sub>)，有天然石英以及合成石英兩類，其壓電系數  $d_{31}$  很小(約為 2pC/N)且製程不易，但石英需達到溫度約 573°C 以上才會失去壓電性，然而石英的機械品質因子  $Q_m$ (Mechanical Quality Factor)約為 2,000,000 遠勝於其他壓電材料，其性能穩定、機械強度高且具有良好的絕緣性，但其價格相對較昂貴，壓電係數比壓電陶瓷(多晶系類)低，因此一般僅會用在標準儀器或要求較高的感測器中。

壓電陶瓷材料具有強壓電性、高介電常數及低消耗等特性，一般經由人工合成任意形狀，但機械品質因子  $Q_m$  較低、電耗損較大以及較差的穩定性，且陶瓷本身硬度較脆，在不均勻受力時容易受到結構上的破壞，因此適合用於大功率換能器和寬帶(bandwidth)濾波器等，其中鈣鈦礦(Perovskite)結構的鋇鈦酸鉛(Lead Zirconate Titanate, PZT)有最佳效果。

高分子壓電聚合物具有柔韌的材質、高可撓性及高耐衝擊性，適合用於製作微型可撓式感測器的感測材料。以聚-偏氟乙烯(PVDF)為例，其應用範圍很廣，用精密微細元件、工業用傳感器、軍事聲納系統及防盜警報系統等。

壓電複合材料整合了各材料之優點，使其整體性能更加優越，可以達到所需之最佳壓電效果。其是以壓電陶瓷材料與壓電聚合物混合而成，壓電參數可經由混合物成分的調整，改變材料特性，以鋇鈦酸鉛及高分子聚偏二氟乙烯組成最為常見。

本研究所使用的感測器需具有柔軟及可撓性高的壓電材料，故選用偏氟乙烯與三氟乙烯共聚物 P(VDF-TrFE)的高分子壓電聚合物作為基材。

#### 2.1.4 壓電本構方程式

由壓電效應得知壓電材料本身性質具有力電耦合關係及明顯的遲滯現象，從遲滯曲線(Hysteresis Loop)中可看出力電耦合關係整體呈非線性，若施加的電場範圍沒有超過線性壓電區，電壓與應變呈線性變化，此線性範圍是一般壓電致動器的作動區域，本構方程式定義了多種不同壓電常數來表示各壓電材料力電耦合係數，其力電耦合係數具有方向性，根據電場或應力方向的不同會依照物理的特性定義張量(tensor)的下標，下式(1.1)到(1.4)為依照不同目標物理量而制定的壓電本構方程式(piezoelectric constitutive equation)，為各個方程式中符號的物理量[42]。



$$\begin{cases} T_{ij} = c_{ijkl}^E S_{kl} - e_{kij} E_k \\ D_i = e_{ikl} S_{kl} + \varepsilon_{ik}^S E_k \end{cases} \quad (1.1)$$

$$\begin{cases} S_{ij} = s_{ijkl}^E T_{kl} + d_{kij} E_k \\ D_i = d_{ikl} T_{kl} + \varepsilon_{ik}^T E_k \end{cases} \quad (1.2)$$

$$\begin{cases} S_{ij} = s_{ijkl}^D T_{kl} + g_{kij} D_k \\ E_i = -g_{ikl} T_{kl} + \beta_{ik}^T D_k \end{cases} \quad (1.3)$$

$$\begin{cases} T_{ij} = c_{ijkl}^D S_{kl} - h_{kij} D_k \\ E_i = -h_{ikl} S_{kl} + \beta_{ik}^S D_k \end{cases} \quad (1.4)$$

表 2.2 壓電本構方程式符號定義

符號	意義	SI 單位
$S_{ij}$	應變矩陣	
$T_{kl}$	應力矩陣	$N \cdot m^{-2}$
$E_k$	電場矩陣	$V \cdot m^{-1}$
$D_i$	電位移矩陣	$C \cdot m^{-2}$
$\varepsilon_{ik}^T$	固定應力時的介電常數矩陣	$F \cdot m^{-1}$
$\varepsilon_{ik}^S$	固定應變時的介電常數矩陣	$F \cdot m^{-1}$
$\beta_{ik}^T$	固定應力時的反介電常數矩陣	$m \cdot F^{-1}$
$\beta_{ik}^S$	固定應變時的反介電常數矩陣	$m \cdot F^{-1}$
$s_{ijkl}^E$	固定電場時的彈性柔度常數矩陣	$m^2 \cdot N^{-1}$
$s_{ijkl}^D$	固定電位移時的彈性柔度常數矩陣	$m^2 \cdot N^{-1}$
$c_{ijkl}^E$	固定電場時的彈性剛度常數矩陣	$N \cdot m^{-2}$
$c_{ijkl}^D$	固定電位移時的彈性剛度常數矩陣	$N \cdot m^{-2}$
$h_{kij}$	壓電應力/電壓常數矩陣	$V \cdot m^{-1}$
$e_{kij}$	壓電應力/電荷常數矩陣	$C \cdot m^{-2}$
$d_{kij}$	壓電應變/電荷常數矩陣	$C \cdot N^{-1}$
$g_{kij}$	壓電應變/電壓常數矩陣	$V \cdot m \cdot N^{-1}$



由於四階張量計算複雜，利用材料本身特性以及張量的對稱性可以 IEEE compact matrix notation 簡化之，其簡化方式如表 2.3 所示。

表 2.3 IEEE compact matrix notation [42]

ij 或 kl	11	22	33	23 或 32	31 或 13	12 或 21
P 或 q	1	2	3	4	5	6

利用 IEEE compact matrix notation 之表示方式，並將四種型態的壓電組成方程式之各物理轉換表示成圖 2.11 所示。

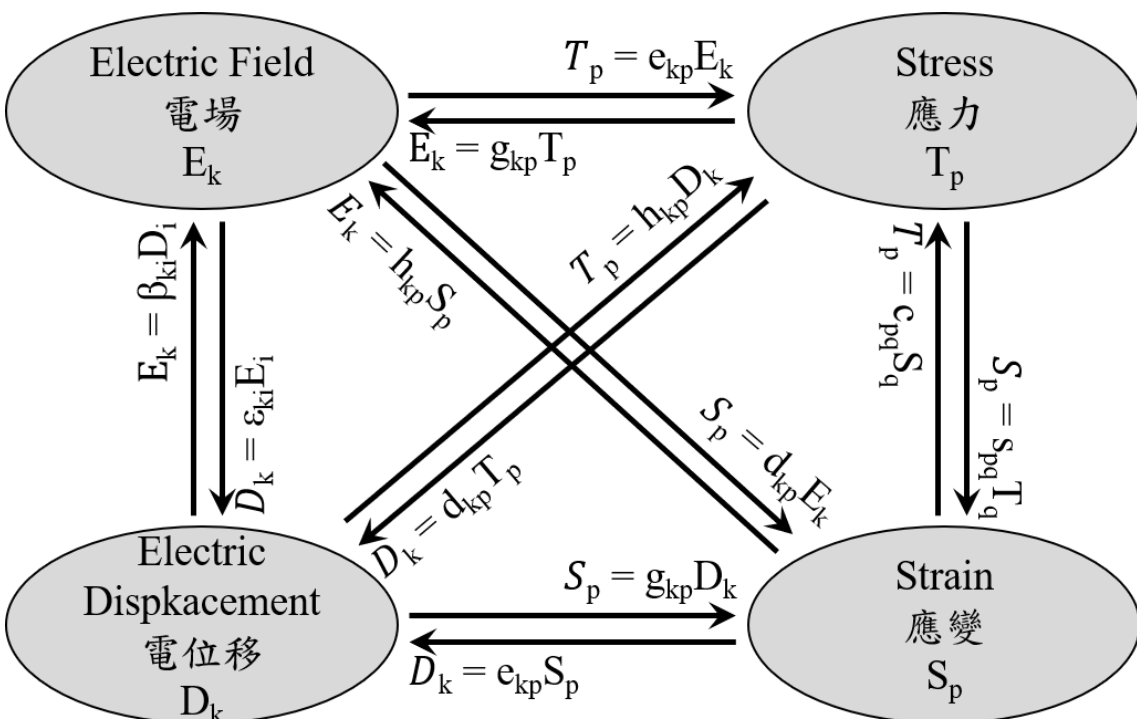


圖 2.11 壓電材料之物理量轉換關係圖

## 2.2 高分子鐵電材料

### 2.2.1 PVDF

1969 年，日本研究學者 Heiji Kawai 發現聚-偏氟乙烯(Polyvinylidene Fluoride, PVDF) 具有較強的壓電效應 [43]，此材料歸類於高分子壓電聚合物結構由碳、氫及氟等三原子鍵結而成，其成分是以偏氟乙烯( $CH_2CF_2$ )為單元重複排列所聚合而成的長碳鏈聚合物，如圖 2.12 所示，因碳鏈結構中帶有正電的氫原子與負電的氟原子排列方式不同使其具有電偶極矩進而產生壓電性質，而電偶極矩的方向可由

氟原子至氫原子的向量表示[44]。PVDF 在不同製程條件下可產生不同的結晶結構，有  $\alpha$  相、 $\beta$  相、 $\delta$  相及  $\gamma$  相等四種晶相，如圖 2.13 所示[45]，PVDF 具有優異的耐化學性及生物相容性，且必須通過複雜的過程來增加其壓電效應，一般未經過任何處的 PVDF 通常以  $\alpha$  相形式存在，此晶相分子排列为螺旋式，其結構中相鄰兩電偶極方向相反，整體極性互相抵銷導致材料壓電性質不明顯，如圖 2.13(a)所示；對  $\alpha$  相 PVDF 施加高壓電場，則可使長碳分子鏈中氫、氟原子轉向至同一側，形成具有極性之  $\delta$  相，如圖 2.13(c)所示；其中具有最佳極性(壓電效果最好)的晶相排列是  $\beta$  相，如圖 2.13(b)所示；而  $\gamma$  相則是  $\alpha$  相到  $\beta$  相的過渡相，如圖 2.13(d)所示。

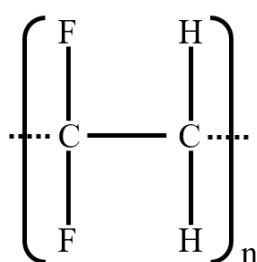


圖 2.12 PVDF 分子結構示意圖

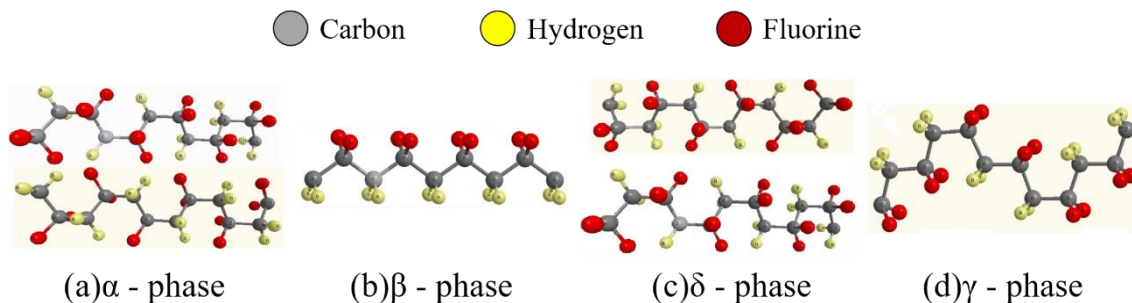


圖 2.13 PVDF 晶相結構示意圖(a)  $\alpha$  相(b)  $\beta$  相(c)  $\delta$  相(d)  $\gamma$  相[45]

PVDF 可藉由拉伸、極化、退火及熱處理等方式來做晶相的轉換，主要有三種方式可以將 PVDF 從  $\alpha$  相轉變為  $\beta$  相，如圖 2.14 所示，第一種方法為將  $\alpha$  相 PVDF 拉伸至原長的 4 至 6 倍，使其晶相轉換成  $\beta$  相；第二種方法是利用退火的方式，先將  $\alpha$  相 PVDF 加熱至  $140^{\circ}\text{C}$ ，使其晶相轉換成  $\gamma$  相，再施以高壓環境使分子緊密堆積，使其晶相最後轉換成  $\beta$  相[46]；第三種方法為將  $\alpha$  相 PVDF 施加高壓電場，當電場到達  $120\text{MV/m}$  時， $\alpha$  相 PVDF 轉換成  $\delta$  相，接著增加電場至  $200\text{MV/m}$  時， $\delta$  相 PVDF 轉換成  $\gamma$  相，電場到達  $500\text{MV/m}$  時， $\gamma$  相 PVDF 轉換成  $\beta$  相[47][48]。

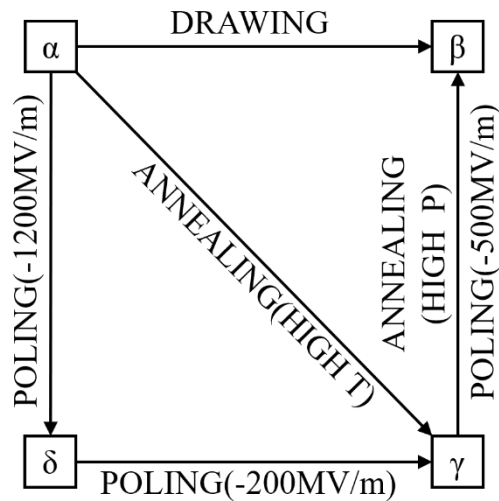


圖 2.14 PVDF 四種晶相轉換製程示意圖[49]

### 2.2.2 P(VDF-TrFE)

聚(偏氟乙烯-三氟乙烯)，(Poly(vinylidene fluoride-co-trifluoroethylene)，P(VDF-TrFE))，是一種目前最具有前瞻性的鐵電型聚合物，於 1979 年由 Higashihata 等人發表[50]，如圖 2.15 所示。

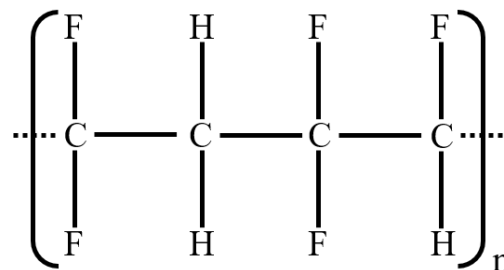


圖 2.15 P(VDF-TrFE)分子結構示意圖

此材料為 PVDF 加入三氟乙烯(Trifluoroethylene，TrFE)後使得  $\alpha$  相的結構較難以組成，反而形成較多的  $\beta$  相，這樣就可以減去上篇章節所述繁瑣的轉換製程，並直接生成具有較良好壓電及鐵電性質的材料，日本研究學者 Takeshi Yamada 在 1981 年實驗以不同比例混和的 VDF 和 TrFE 在相同製程和極化條件下的壓電性質[50]，Hiroji Ohigashi 等人在 1982 年時發現 VDF 與 TrFE 的混和比例在 70% ~ 80%之間時，製程中不須拉伸便具有相當良好的力電耦合性質及較多  $\beta$  相結構[51]，原子排列方式如圖 2.16 所示[52]。

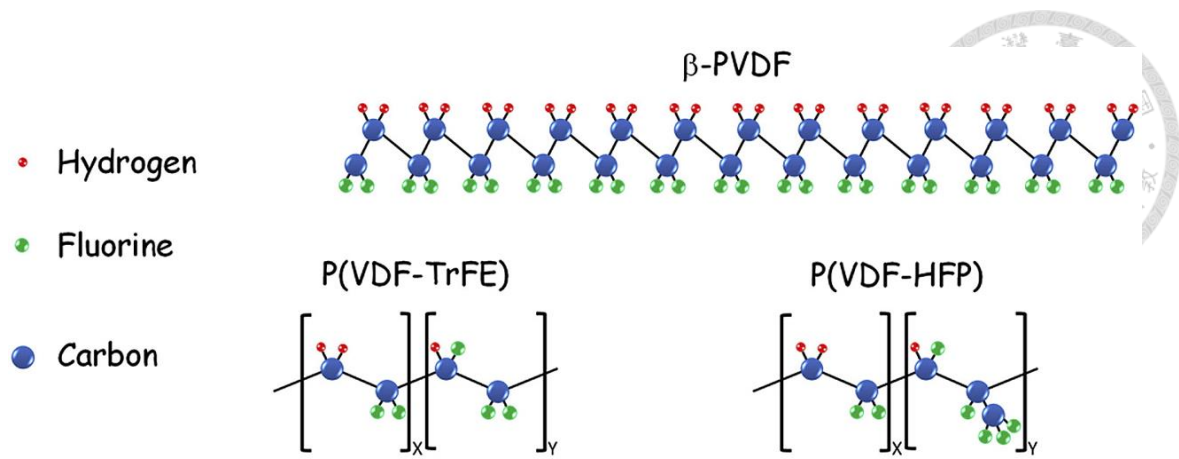


圖 2.16  $\beta$ 相 PVDF、P(VDF-TrFE)及 P(VDF-HFP)原子排列比較圖[52]



## 第3章 壓電絲線製程

### 3.1 靜電紡絲

靜電紡絲(簡稱電紡, Electrospinning)是透過電荷從液體中抽極細纖維的製程方法,此纖維大小一般在微米或奈米等級,此過程特別適合用來生產大分子或複合分子纖維,其電紡具備架設簡易、單次製備纖維成本低、可調參數多樣及易產生奈米纖維等優勢。P(VDF-TrFE)在溶液狀態時分子排列的方式尚未定型,未經過任何處理的 P(VDF-TrFE)溶液使其溶劑自然揮發,分子形式通常以穩定  $\alpha$  相呈現,但經由電紡製程後發現收集到的 P(VDF-TrFE),因在高電壓的電場下製作,可具有較好的排列性,因此電紡所收集的 P(VDF-TrFE)具有更多的  $\beta$  相[53],故具有更良好的壓電性質。

#### 3.1.1 靜電紡絲起源與發展

1882年,靜電紡絲有了初步的研究,英國研究人員 Lord Rayleigh 開始研究導電液體在電場中的行為並推導其相關公式,預測導電液體在施加足夠電壓下可以克服並突破表面張力成為不穩定的狀態[54],捷克暨美國物理學家 John Zeleny 在 1914 年首次觀察並建立電場與液體行為的數學模型,為電紡奠定了理論基礎[55],1934 年 Anton Formhals 發表了一系列敘述靜電紡絲裝置的專利,將導電溶液裝入容器,容器下方具有管狀開口為了使溶液可以流出,且在開口下方放置電極板作為收集器,將電極版通電形成電場後即可利用靜電力將導電溶液牽引致電極版並形成絲狀結構[56],且 Formhals 也觀察到溶液或參數的差異會影響到電紡後所收集到的絲狀結構性質,如黏滯力及分子重等等[57],1952 年, Vonnegut 和 Neubauer 將導電溶液裝入直徑數十微米的管內,通入高壓電成功射出了直徑約 100 $\mu\text{m}$  的絲線[58],此實驗為現代電紡之雛型,而後 Drozin 利用 Vonnegut 和 Neubauer 類似的實驗架設整理出施加電壓大小及收集板與溶液出口間距關係[59],1964 年英國物理學家 Geoffrey Taylor 根據 Lord Rayleigh 及 John Zeleny 的數學模型模擬在電場下的流體現象[60],發現高分子溶液內的靜電排斥力會隨著電壓增強而變大,且亦隨著電荷累積而提高,此時針頭前端的液滴受到電場作用逐漸形變成圓錐體,當到達一臨界電壓值時即可成絲線狀射出流體,而此現象被稱作為泰勒錐(Taylor Cone),生成泰勒錐所需的臨界電壓  $V_c$  可由下列公式推得:



$$V_c^2 = \frac{4H^2}{L^2} \left( \ln \frac{2L}{R} - 1.5 \right) (0.117\pi R\gamma) \quad (2.1)$$

其中 H 為針頭至收集器的距離、L 為針頭長度、R 為針頭半徑、 $\gamma$  為溶液的表面張力。將已知參數代入上式中，並可算出實驗中所需達到的臨界電壓，使溶液能突破表面張力以絲線狀射出完成電紡，基本的電紡架設非常容易，僅需注射幫浦、高壓電源供應器、收集器、針筒及針頭即可完成簡易之電紡架設，如圖 3.1 所示。

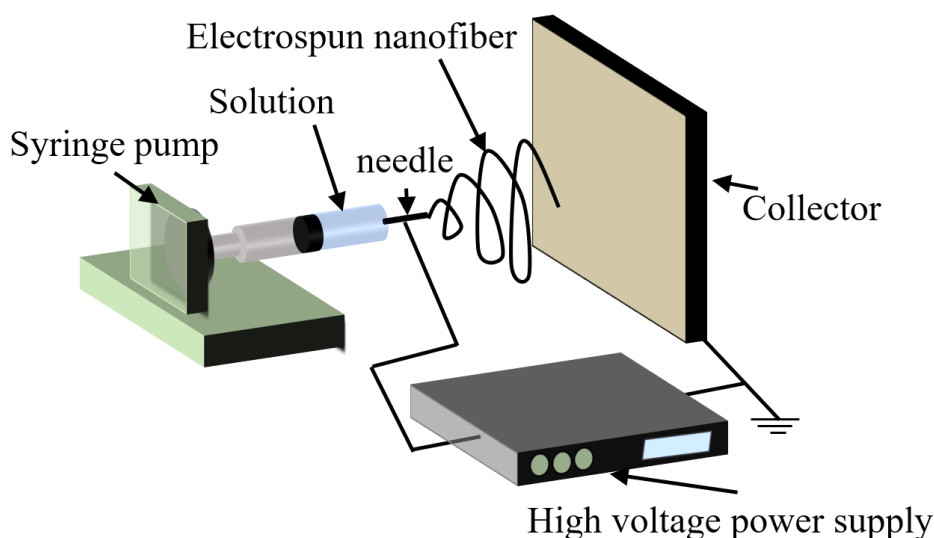


圖 3.1 基本靜電紡絲架設[61]

在電紡中，注射幫浦(Syringe pump)會將針筒內配置好的高分子導電溶液推至針頭，溶液堆積在針頭前端因具有表面張力，溶液呈現液滴狀，如圖 3.2(a)所示，當在針頭處施加電壓，使液滴產生靜電，電荷間的斥力會與液滴的表面張力互相抵消，使液滴呈現圓錐形，如圖 3.2(b)所示，若施加的電場增強，會使電荷間得斥力足以克服液體表面張力使溶液被拉長，當電壓達到臨界電壓時，針頭液滴形成泰勒錐(Taylor cone)高速射出造成射流(Jet)，如圖 3.2(c)所示。在射流階段，其內部溶劑會快速揮發，最後在接地收集器上方能順利收集到奈米聚合纖維。

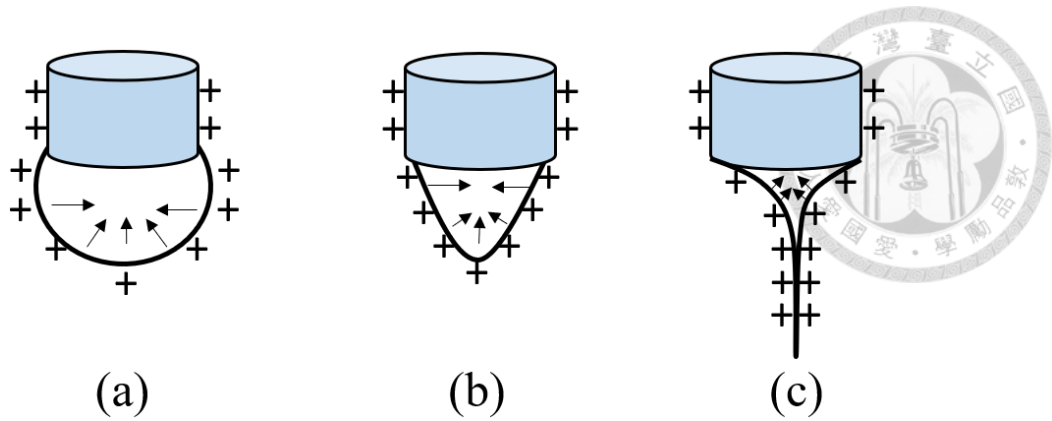


圖 3.2 電紡中電荷間的排斥力突破表面張力形成射流示意圖[62]

因外部施加電場，靜電也會同時造成，使其產生射流不穩定之現象，此現象稱作鞭動效應(Whipping Effect)，若在高速攝影機觀察電紡所射出來絲線到收集器的過程，可以發現射出的絲線路徑並非是直線射出，其會依據針頭與收集器的距離而產生鞭動效應，若距離越遠則鞭動效應就會越明顯[63]，如圖 3.3 所示。

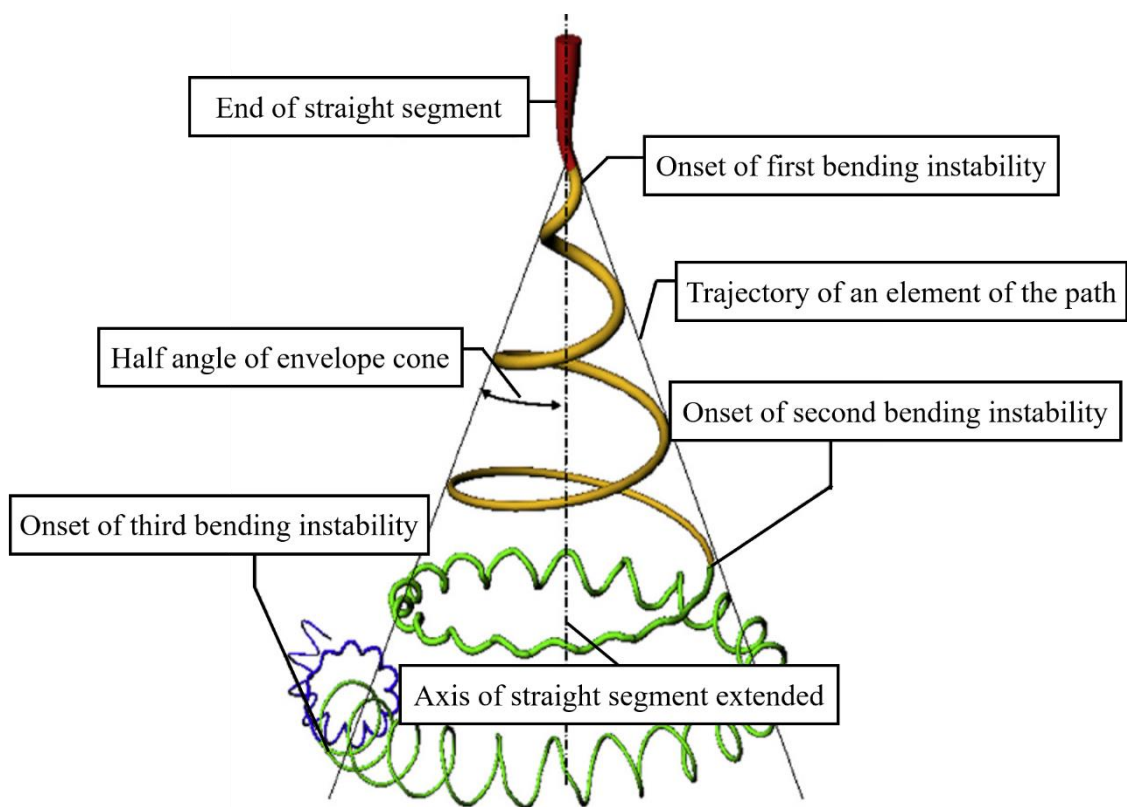


圖 3.3 鞭動效應示意圖[63]

會影響射流穩定性的有幾種因素，包括外部電場強度、溶液表面張力以及針頭與收集器的距離等，其原因可分為三大類，如表 3.1 所示



表 3.1 三大射流不穩定性

射流不穩定性	造成不穩定性之因素	降低不穩定性之方法
普拉托-瑞利不穩定性 Plateau-Rayleigh Instability	液體本身之表面張力使其達到 最小化表面積所引起	增強電場強度使突破 其表面張力
軸對稱不穩定性 Axisymmetric Instability	流體表面電荷在電場中受切向 力的影響，使其產生軸對稱形 變所引起，如圖 3.4(a)所示	減弱電場強度或降低 流體表面電荷密度
鞭動不穩定性 Whipping Instability	流體內部電荷與外加電場的交 互作用下使流體彎曲所引起， 而流體行進距離越遠彎曲現象 就越明顯，最終形成鞭動現 象，如圖圖 3.4(b)所示	縮短針頭與收集器的 距離

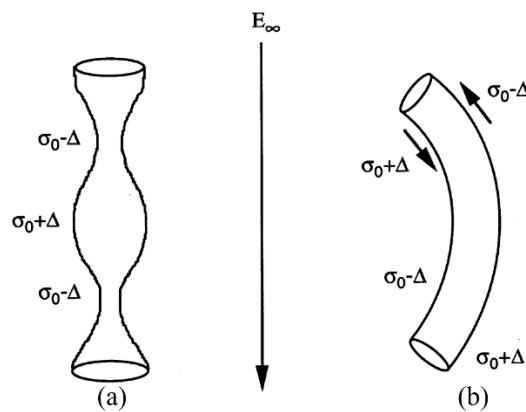


圖 3.4 (a)射流軸對稱不穩定(b)射流鞭動不穩定性[64]

### 3.1.2 靜電紡絲收集器

電紡的射流射出後需要接地收集器來收集絲線，而利用不同收集器所收集到的絲線其性質與形貌皆不大相同，近年來許多研究學者以不同收集器對絲線的影響及絲線的應用層面來作探討[65]，最簡單且最基本的收集器為金屬平行板，其僅要在針頭外數幾公分處擺置平行板，因為經過任何設計及絲線的處理，所以收集到

的絲線通常排列的較雜亂[66]；2002 年 Matthews 等人研究發現，當收集器改用旋轉式的滾筒收集器，會使收集到的絲線具有排列性，但缺點是當轉速若太高，會使絲線拉伸的速度不及滾筒切線速度，即會造成絲線的斷裂進而影響其排列性[67]；2003 年 Dan Li 等人架設雙平行電極板當作收集器，將聚乙炔吡咯烷酮 (Polyvinylpyrrolidone, PVP) 等複合材料射向雙平行電極間板收集器，觀察絲線排列情形及模擬電場分布的情況[68]；2004 年 Xu 等人設計收集器的形式，其發現轉動式圓盤收集器可成功收集到具有良好排列性的己內酯共聚物 (poly-(L-lactic-co-epsilon-caprolactone), P(LLA-CL)) 絲線，它是一種能被生物分解吸收的共聚物之奈米絲線[69]；2005 年 Dalton 等人又發現新的收集器形式，研究出雙環式收集器且可藉此收集到由數條奈米級絲線纏繞而成的直徑約 4 $\mu\text{m}$  絲線[70]。而後利用掃描式電子顯微鏡 (Scanning Electron Microscope, SEM) 觀察上述不同收集器所收集到的絲線表面形貌與其排列方式，如圖 3.5 所示，透過 SEM 照射下的影像來看可以看出雙平行電極收集器可收集到排列性良好的絲線，與其五種收集器相比，此收集器收集到的絲線排列性為最佳，其次為轉動式圓盤收集器，再者為滾筒式收集器，其也可以做製作出具有一定排列性的絲線，而金屬平板收集器所收集到的絲線相對較無排列性，各式收集器實驗架設示意圖及優缺點比較如表 3.2 所示。

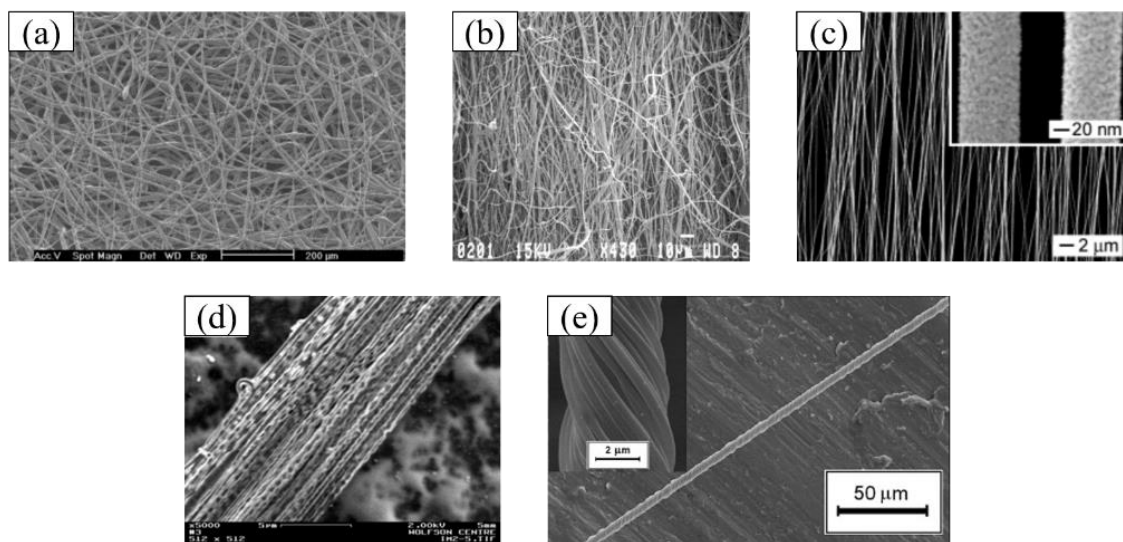
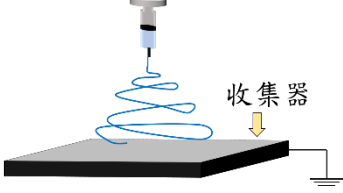
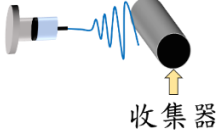
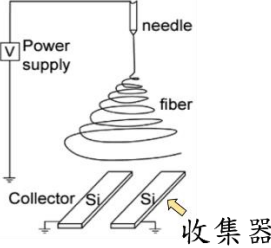
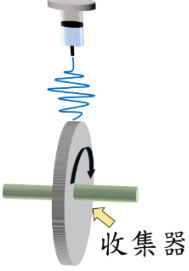
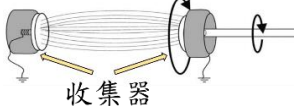
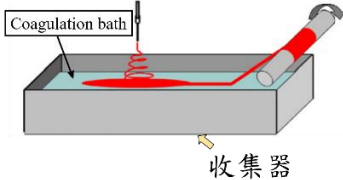


圖 3.5 不同電紡收集器收集的絲線在 SEM 下的表面形貌及排列情形

(a) 金屬平板收集器 (b) 滾筒式收集器 (c) 雙平行電極收集器

(d) 轉動式圓盤收集器 (e) 雙環式收集器

表 3.2 各式靜電紡絲收集器之架設示意圖及優缺點比較[71]

收集器形式	優點	缺點
<p>金屬平板收集器[66]</p> 	<p>架設簡易</p>	<p>絲線無排列性</p>
<p>滾筒式收集器[67]</p> 	<p>架設難度低，且可收集大面積具有排列性的絲線或薄膜</p>	<p>絲線雖具有排列性但排列性質不高，若滾筒轉速過高絲線易斷裂</p>
<p>雙平行電極收集器[68]</p> 	<p>架設難度低，收集到的絲線具有高度排列性，且易轉移至其他基板上</p>	<p>絲線長度受到限制，且無法獲得較厚的薄膜</p>
<p>轉動式圓盤收集器[69]</p> 	<p>可輕易紡出具有高度排列性之絲線</p>	<p>絲線面積受到限制，尺寸小且厚度增加時無法維持良好的絲線排列性</p>
<p>雙環式收集器[70]</p> 	<p>可紡出螺旋狀的編織絲線 (Twisted Yarn)。</p>	<p>絲線長度受到限制，旋轉時需精準控制力道避免把絲線扯斷</p>
<p>水箱收集器[65]</p> 	<p>架設簡易，可製造出連續絲線</p>	<p>收集速度較慢</p>

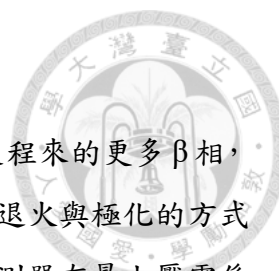


### 3.1.3 靜電紡絲可調參數

電紡製作出來的絲線性質不僅因上一章節提到的收集器不同而有所影響，固本章節探討許多製程上的不同參數會產生不同性質的絲線特性，可以將製程參數分為溶液性質、架設參數以及環境因素三類來做討論，如表 3.3 所示[72][73][74]。

表 3.3 靜電紡絲之不同製程參數[71]

製程參數	影響因素	造成影響	提高參數	降低參數
溶液性質	濃度	溶液黏滯力 絲線直徑 絲線形貌	黏滯力提高 絲線直徑變大 電紡連續性提高	造成靜電噴灑 (Electrospraying)
	表面張力	泰勒錐生成 電紡連續性 絲線形貌	需增加電壓使突破其表面張力	絲線珠狀物變少 電紡連續性變好
	導電度	泰勒錐生成 絲線直徑	絲線直徑變小	過低無法產生泰勒錐
架設參數	溶液流率	絲線直徑 薄膜厚度	絲線直徑變大 溶液會直接形成液珠掉出針頭	電紡不連續
	施加電壓	泰勒錐生成 電紡連續性	絲線直徑變小 造成不穩定性 射流速率提高	低於臨界電壓無法形成泰勒錐
	收集距離	電紡連續性 絲線排列性 絲線直徑	絲線排列混亂 絲線直徑越小	絲線穩定性高 絲線排列整齊
環境因素	溫度	溶液導電度 溶液黏滯力 絲線直徑	導電度上升 黏滯力下降 絲線直徑變小 溶劑揮發較快	導電度下降 黏滯力上升 絲線直徑變大 溶劑揮發較慢
	濕度	溶液固化速度 絲線直徑	固化速度變慢 絲線直徑變大	固化速度較快 絲線直徑變小



## 3.2 退火與極化製程

在電紡過後所收集到的 P(VDF-TrFE) 絲線相較未經電紡的製程來的更多  $\beta$  相，但經電紡後的 P(VDF-TrFE) 仍存在些許的  $\alpha$  相，因此可以藉由退火與極化的方式將剩餘部分  $\alpha$  相轉換為  $\beta$  相[75]，使 P(VDF-TrFE) 製作出來的感測器有最大壓電係數，並且得到較靈敏的感測器。

### 3.2.1 退火製程

退火(Annealing)為一種改變材料的結構進而可以改變其硬度、強度等的熱處理方式。將高分子材料加熱至高於結晶轉換的居禮溫度(Curie temperature,  $T_c$ )且低於熔點溫度(Melting Point,  $T_m$ )時，材料內部鍵結開始斷裂分解且重新排列，並同時消除內部缺陷獲得較穩定的分子結構，再慢慢降溫使材料結構穩定，形成更完整的晶相，可藉此來達到優化材料的性質。

探討本研究所使用的材料 P(VDF-TrFE) 而言，在加熱階段溫度超過熔點溫度時，P(VDF-TrFE) 結構會形成  $\alpha$  或  $\gamma$  晶相，而當加熱階段溫度超過居禮溫度時，材料內部晶相變轉為順電相，並將殘餘的溶劑揮發，降溫後形成  $\beta$  相，此為退火過程，可使其具有更強的韌性及更好的機械性質[76] [77] [78]，不同退火溫度所形成  $\beta$  相的程度如圖 3.6 所示。

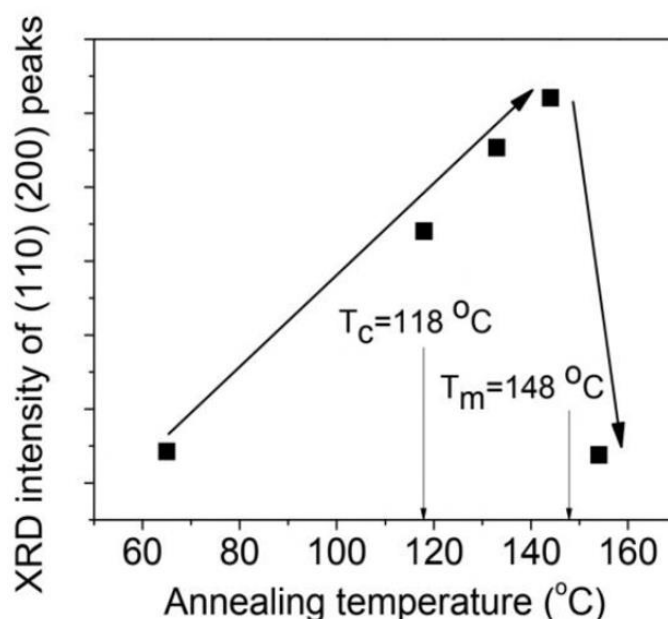


圖 3.6 不同退火溫度形成  $\beta$  相的程度[79]



### 3.2.2 極化製程

極化(Polarization)製程是指介電材料受到電場作用時，因介電質內部正負電荷相對移動，使材料內部產生電偶極矩變化的現象。未經過任何特殊處理或極化的P(VDF-TrFE)其內部的電偶極排列並非完全一至，而透過極化的製程，可以順利的將內部電偶極部分轉至同一方向使的提高其壓斷性質。

一般P(VDF-TrFE)有兩種常用的極化方式，第一種為接觸式極化(又稱熱極化，Thermal Poling)，另一種為電暈放電極化(Corona Discharge)，其架設的簡易示意圖如圖 3.7 所式[80]。

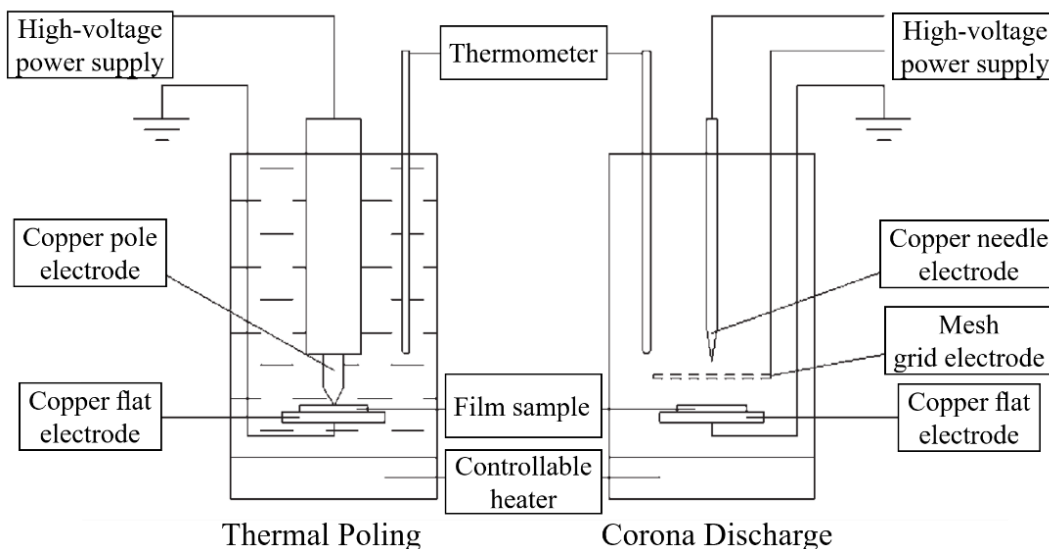


圖 3.7 接觸式極化與電暈放電極化實驗架設示意圖

接觸式極化如圖 3.8 所示[81]，是將待極化的材料放置於兩電極板中間，將高壓電直接通入材料內，若僅有高壓電產生的電場不一定能使材料內部電偶極轉向，故通常會放置加熱板上加溫使材料獲得更多能量足以將電偶極轉向，待極化一段時間後，電偶極將會全部轉至同一方向，而後將溫度降低回到室溫再移除電場使材料維持電偶極矩最大之狀態，即完成極化。而在極化時，要特別注意其給定的電場大小，若電壓太大易使材料被擊穿，而電壓太小可能不足以達到其矯頑電場，因此需了解材料特性來決定極化電壓。

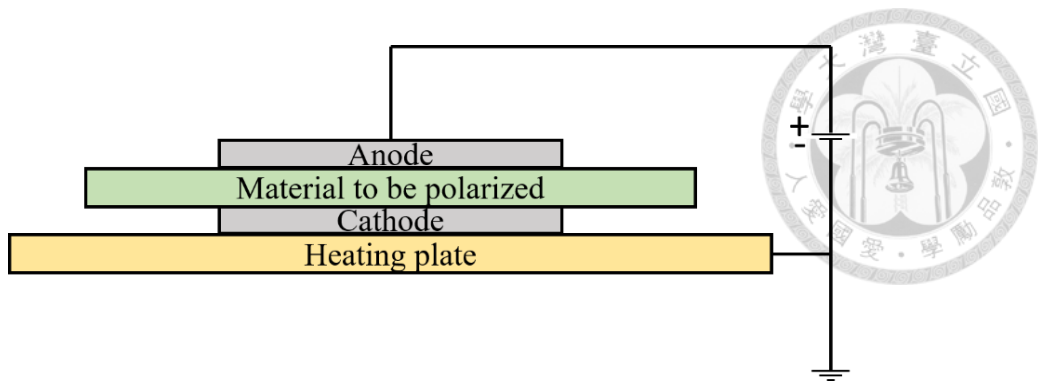


圖 3.8 接觸式極化示意圖

電暈放電極化是利用通入正極高壓電的針尖形成正極性電暈電漿區域 (Positive Corona Plasma Region)，此區域會吸引空氣中的自由電子並排斥同時推離正離子，使該區域的電場會不斷提高，當電場到達臨界強度時，電子動能提高開始會與電中性氣體發生碰撞，解離出更多的電子與正離子，此現象稱為電子崩 (Electron Avalanche)，此過程中，電子亦可能與正離子結合變回氣體分子，即表示電子並不會無限制的倍增，經一段時間後，電子崩現象會達到穩定平衡狀態，且被推動的正離子會持續往接地的電極板移動而形成電場[82]，如圖 3.9 所示；相反的，通入負極高壓電的針尖，其機制與施加正電壓相似，主要差別在於負高壓電引起的電子崩是由針尖處的光激發(Photo-Emission)所造成，電子再被推離至接地板形成的電場，如圖 3.10 所示。

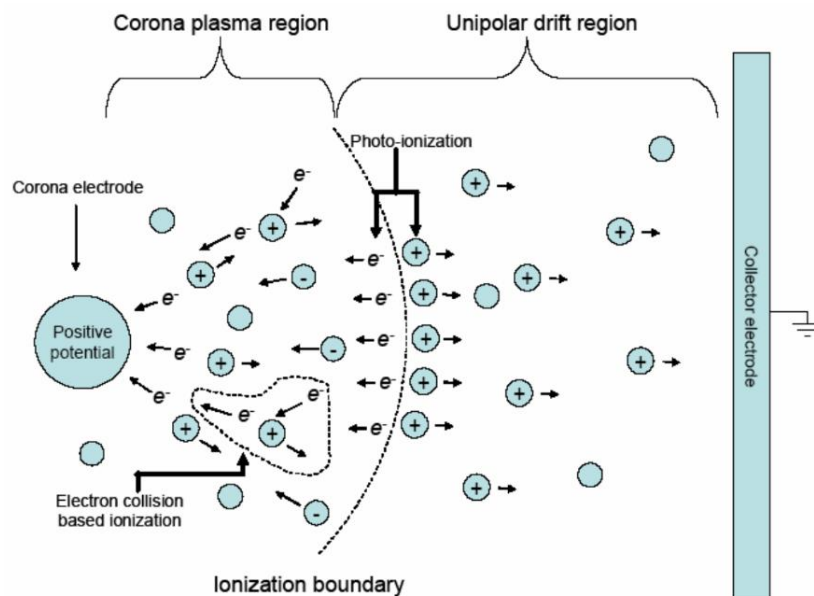


圖 3.9 正電壓電暈放電極化示意圖[82]

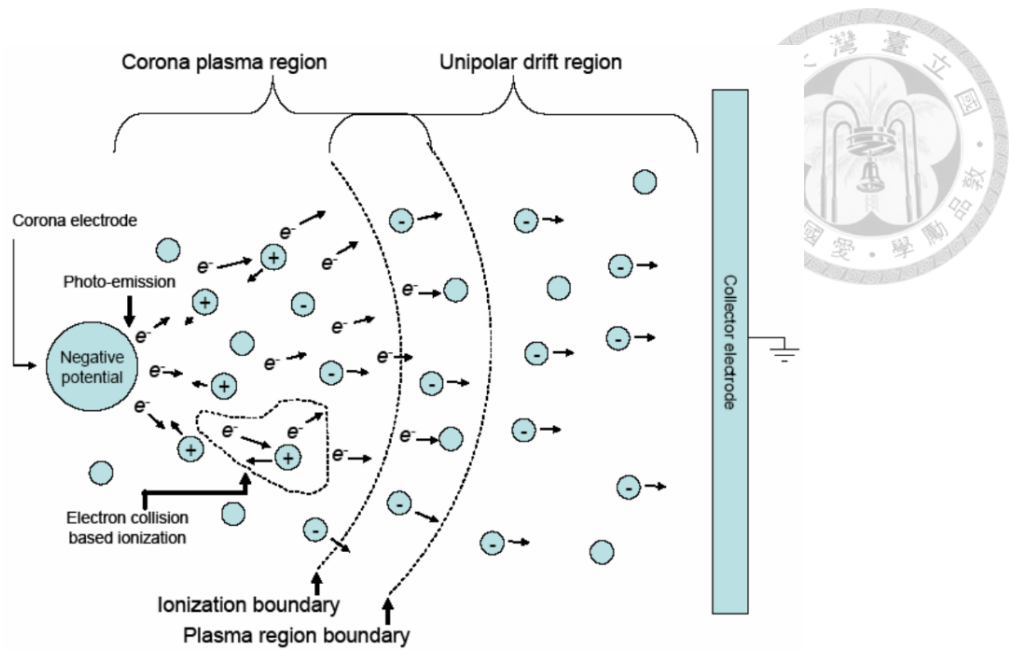


圖 3.10 負電壓電暈放電極化示意圖[82]



## 第4章 研究方法與實驗架設

### 4.1 靜電紡絲前置作業與實驗架設以及後處理方式

#### 4.1.1 靜電紡絲溶液的配置

在靜電紡絲的實驗之前必須做好溶液配置的前置作業，而必須先調配的是 P(VDF-TrFE) 高分子導電溶液。

溶質選用 P(VDF-TrFE) 粉末，而此溶液配方比例是參考第二章 Hiroji Ohigashi 等人所提到的研究[50]，本實驗取其中間值，以 VDF 與 TrFE 混合比例 75% 當作本實驗溶質粉末，故向吳羽貿易公司購買調配好的 P(VDF-TrFE) 粉末，其 VDF 與 TrFE 的比例為 75：25，而粉末的性質如表 4.1 所示；溶劑則選用 N,N-二甲基乙醯胺 (N,N-Dimethylacetamide, DMAC) 與丁酮 (Methyl Ethyl Ketone, MEK)，此兩種溶劑所調配的比例為 DMAC 與 MEK 以 2：3 的配方混合，其是根據過去研究所比較出的最佳化靜電紡絲溶液配方並接續沿用[72]，因為 MEK 具有較高的揮發性，故溶劑的配方必須適當且準確，如此一來才能使在電紡的過程中溶劑可以順利揮發且不會導致絲線斷裂造成電紡不連續的情形。

表 4.1 P(VDF-TrFE) 粉末物理性質

項目	量測值
分子量	350,000 (/mol)
居禮溫度 ( $T_c$ )	117.7 ( $^{\circ}\text{C}$ )
熔點溫度 ( $T_m$ )	152.7 ( $^{\circ}\text{C}$ )

而本實驗所配置的高分子導電溶液以 1 公克的 P(VDF-TrFE) 粉末與 1.6 公克的 DMAC 及 2.4 公克 MEK 倒入玻璃樣本瓶內並且放入攪拌子，玻璃樣本瓶蓋緊後再將其放在電磁加熱攪拌器上 (Thermo Scientific, SP131325, 附錄 1)，加熱至  $60^{\circ}\text{C}$  並讓攪拌子均勻攪拌溶液，放置一天直至溶質完全溶解即可使用。



#### 4.1.2 靜電紡絲實驗架設

根據上一章節所提到的電紡收集器的不同所收集到的紡絲線薄膜就會有所差異，可觀察到滾筒收集器具有許多優點且符合本研究之需求，因其架設簡單，且在收集絲線薄膜時可以調整其滾筒轉速，來製作出符合自己需求且因滾動收集能同時拉伸絲線，有利於製作出較具有排列性及壓電性質較好的絲線薄膜[65]，故向鴻準企業有限公司買入了附有滾筒收集器的靜電紡絲機台使用(鴻準企業有限公司，FES-COS Electro-spinning equipment，附錄 2)。此機台內含有：滾筒收集器，其直徑為 150mm 的圓柱體收集器，亦可調整其滾筒轉速，最高轉速可以達到 1700 rpm；雙軸位移之平台，此平台上有一個固定的卡槽用來固定住針頭，而此平台可以用來調整針尖到滾筒收集器的距離以及平行滾筒軸向的定速移動；而此機台亦可以調整環境溫度等。

將前一小節所配置好且攪拌均勻的 P(VDF-TrFE) 高分子溶液置入針筒，再利用注射幫浦 (KD Scientific, KDS 1000, 附錄 3) 以 1 ml/hr 的供給速率將溶液推向位移平台上的針頭，中間則透過鐵氟龍管連接裝有 P(VDF-TrFE) 高分子溶液的玻璃針筒及 27 Gauge 的不鏽鋼針頭，即架設完成，其不鏽鋼針頭尺寸為：內徑 0.2 mm、外徑 0.4 mm、長度 18 mm。根據使用者絲線薄膜的需求，可調整位移平台固定平台上的針尖至收集器的距離、滾筒轉速及電紡時間，針頭處需要接上高壓電源產生器 (High voltage power generator, FES-HV30, 附錄 4)，而本實驗改變針距及施加電場強度並固定滾筒收集器在 1700 rpm 之轉速下收集電紡絲線，收集時間為 1 小時。依照第 3 章的介紹，施加的電場必須高過於臨界電壓，使溶液能夠突破表面張力在針頭出口處產生泰勒錐並射出絲線形成射流[60]，且前一章節也有介紹到，環境因素也是造成絲線品質的一大因素，故本實驗在電紡過程中將環境的溫度控制在 25~30 °C、濕度則控制在 30~50 % 左右，使絲線在靜電紡絲過程中不會有斷裂或不連續的問題。完整的實驗架設圖如圖 4.1 所示。

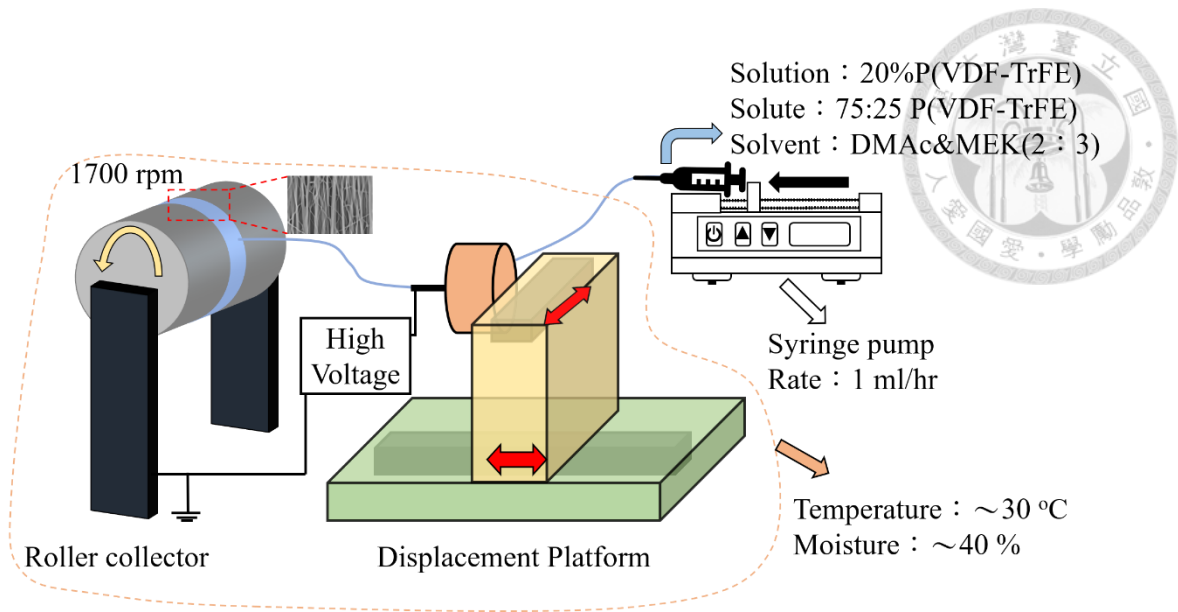


圖 4.1 靜電紡絲實驗架設示意圖

#### 4.1.3 靜電紡絲後處理

在靜電紡絲製程前，必須將滾筒收集器外包覆一層可收集高分子壓電薄膜 P(VDF-TrFE) 的材料，若滾筒外未包覆會使絲線直接射在滾筒上，導致壓電薄膜黏在滾筒上而不易取下絲線。

本實驗室先前是將雙面鍍鋁 PET 基板包覆在滾筒外，使絲線射向雙面鍍鋁 PET 基板上，收集到的壓電薄膜是由許多細小的絲線交疊而成的，若直接用力撕下將絲線薄膜與基板分離，會使其受力進而拉伸到絲線導致變形甚至破壞壓電薄膜結構的情況，為了不破壞壓電薄膜，將進行以下四步驟將紡在 PET 鍍鋁上的壓電薄膜與 PET 分離並收集：第一，將其泡入體積百分比為 10% 的氯化鐵溶液中，因氯化鐵可以將鋁溶解，故待鋁完全被溶解時，只剩下絲線薄膜與 PET 且絲線薄膜會與 PET 完全分離；第二，將絲線薄膜小心地取出並以去離子水洗淨，此步驟是將氯化鐵顏色洗淨，使絲線不會被氯化鐵染色；第三，浸泡在異丙醇(Isopropanol, IPA) 溶液中 24 hr，此步驟是為了消除絲線薄膜帶有的靜電效應，因剛電紡完的絲線薄膜具有壓電效應亦帶有靜電效應，而 IPA 在工業上時常被拿來消除晶片表面的汙染，亦可用於消除靜電效應[83]，故浸泡完 24hr 能使絲線薄膜僅剩壓電效應存在；第四，將絲線從 IPA 取出並曬乾，即完成只具有壓電效應的高分子壓電絲線。但因為此方法在泡氯化鐵或是 IPA 過程中，絲線薄膜碰到水溶液會使其向內捲曲，因此可能破壞了原電紡製程中所具有之極化方向，如圖 4.2 所示。

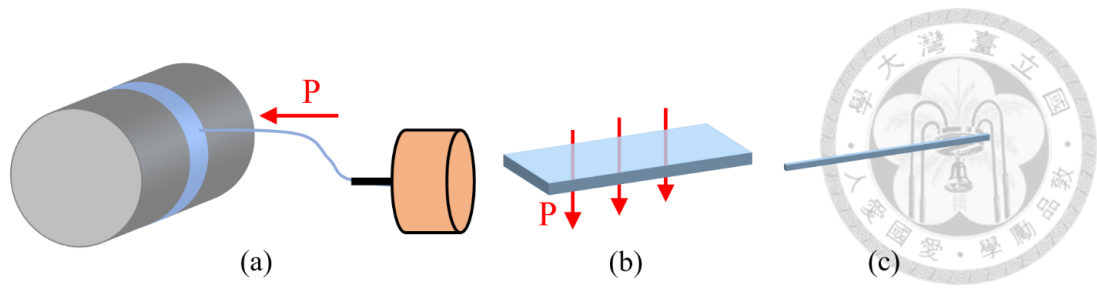


圖 4.2 (a) 電紡時之極化方向示意圖 (b) 壓電薄膜之極化方向示意圖  
(c) 碰到水溶液使其向內捲曲之絲線

因本實驗為了要保留原電紡時之極化方向，所以不採用泡氯化鐵方式取下絲線，會使其形成如圖 4.2 (c) 所示，故改良壓電薄膜之後處理方式。在尚未開始電紡前先在基材上鍍上一層下電極，電紡製程完畢後在壓電薄膜上再鍍上一層上電極，如圖 4.3 所示。基材則是選用了兩種材料，分別是雙面鍍鋁 PET 以及 RTV 矽橡膠 (Sil skin 10, 義大利 HT 33 透明翻模矽膠)。RTV 矽橡膠購入於百申實業股份有限公司，主要有 A、B 兩劑分別為主劑及硬化劑，而物理性質如表 4.2 所示。

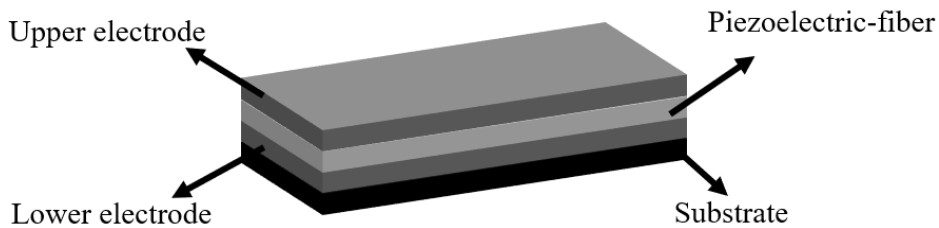


圖 4.3 上下電極與壓電薄膜分布位置示意圖

表 4.2 RTV 矽橡膠之物理性質

項目	量測值
混合比例	1 : 1
硬化時間	30 分鐘
斷裂負荷	$4 \pm 0.5 \text{ N/mm}^2$
斷裂伸長率	$650 \pm 30\%$
撕裂強度	$15 \pm 2 \text{ N/mm}$

本實驗選擇不同鍍上電極的方法進行電紡，以下將一一說明：第一，為了使壓電薄膜上下表面鍍上 PEDOT:PSS 柔性電極（聚苯乙烯磺酸鹽，一種透明的導電性聚合物），先將雙面鍍鋁 PET 基材塗佈一層 PEDOT:PSS，使用了浸塗法（dip coating）、線棒塗布法以及旋轉塗布法（Spin coating）三種方法，再將壓電薄膜射到 PEDOT:PSS 上最後再絲線上層再塗佈一層 PEDOT:PSS，形成外部包覆著上下層電極的絲線薄膜，如圖 4.4 (a) 所示；第二，為了使絲線薄膜上下表面鍍上銀電極，故先將 RTV 矽橡膠基材利用濺鍍機（Sputter, Model K575X-019, 附錄 5）濺鍍一層銀電極（下電極），而 RTV 矽橡膠基材是為了包覆在絲線外的材料，足以輕易的貼附在皮膚表面，再將鍍有電極之 RTV 矽橡膠貼附於滾筒收集器上再進行靜電紡絲收集絲線薄膜，收集完成後將此再做一次 Sputter 濺鍍一層銀電極（上電極），即形成外部包覆著上下層電極的絲線薄膜，如圖 4.4 (b) 所示；第三，為了使絲線薄膜上下表面鍍上鋁電極，故先將 RTV 矽橡膠基材利用蒸鍍機（E-beam Evaporator, FULINTEC E-Gun, 附錄 6）蒸鍍一層鋁電極（下電極），再將鍍有電極之 RTV 矽橡膠貼附於滾筒收集器上進行靜電紡絲收集壓電薄膜，收集完成後將此再做一次蒸鍍電極（此電極為上電極），即完成外部包覆著鋁電極的絲線薄膜製程，如圖 4.4 (c) 所示；第四，為了使絲線外包覆著鋁箔當作電極，先將 RTV 矽橡膠外部黏上一層鋁箔（此為下電極），再將已黏上鋁箔的 RTV 矽橡膠貼附於滾筒上進行靜電紡絲收集壓電薄膜，收集完成後將壓電薄膜上方再與 RTV 矽橡膠加鋁箔結合（此電極為上電極），即完成外部包覆著鋁箔電極的絲線薄膜，如圖 4.4 (d) 所示；第五，為了使壓電薄膜上下表面塗上銀膠當作電極，故先將絲線紡在雙面鍍鋁 PET 基板上，為了不讓銀膠有直接穿透絲線薄膜上下表面的可能，故先將絲線薄膜上層先塗佈一層 RTV 矽橡膠再把銀膠塗在 RTV 矽橡膠上，另一面絲線也是用一樣的方法，如此一來可以製造出絲線薄膜外先包覆著 RTV 矽橡膠最後再包覆著銀膠電極，如圖 4.5 所示；第六，為了使絲線薄膜上下表面鍍上一層銀電極並利用石墨烯（Graphene，是一種透明、良好的導體）填滿其銀電極孔洞，首先將滾筒外先包覆一層 PP 膜並挖洞，此做法是為了讓靜電紡絲可以順利的找到收集器的地端並射出絲線，待電紡結束後可以順利的將 PP 膜拉起同時絲線會跟著與滾筒收集器分離，就能順利收集到壓電薄膜，如圖 4.6 (a) 所示，接著把壓電薄膜上下表面拿去 Sputter 濺鍍層

銀電極再噴上石墨烯填補電極間之孔洞，即完成外部包覆著銀電極與石墨烯之絲線薄膜，如圖 4.6 (b) 所示。

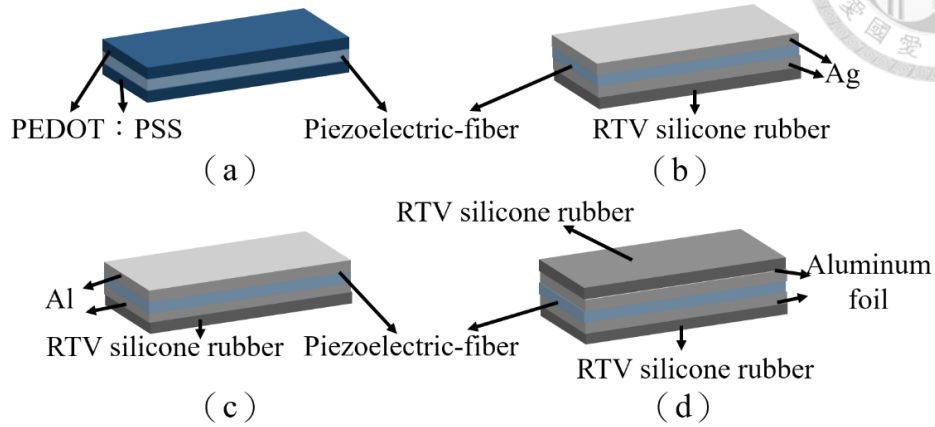


圖 4.4 壓電薄膜外之電極示意圖 (a) PEDOT : PSS (b) 銀 (c) 鋁 (d) 鋁箔

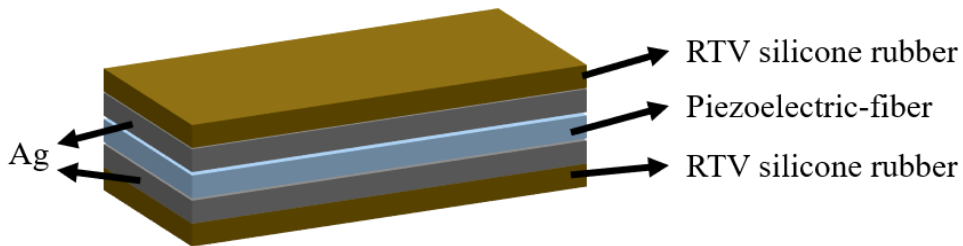


圖 4.5 銀膠作為電極之壓電薄膜示意圖

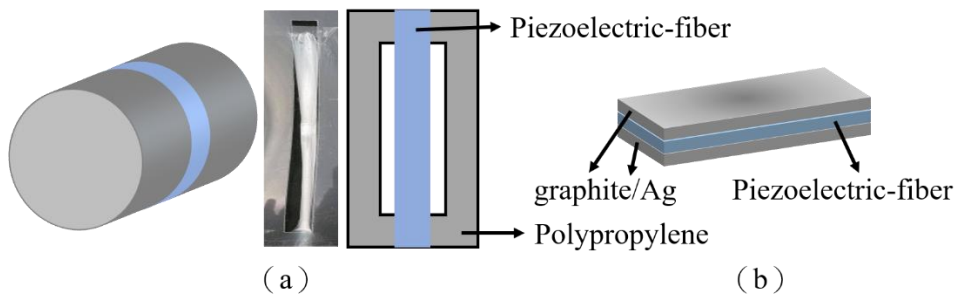
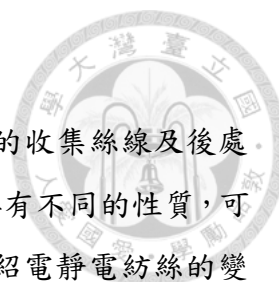


圖 4.6 銀加石墨烯電極製作方法與其示意圖 (a) 將 PP 模和壓電薄膜從滾筒上之 PET 鍍鋁取下 (b) 銀加石墨烯電極結構示意圖

上述介紹了六種不同鍍電極方式，如圖 4.1 至圖 4.6 所示。綜合以上六種，發現圖 4.1 至圖 4.4 之電極容易受拉伸或擠壓而破裂，而圖 4.5 因電極之間多隔了一層矽橡膠，導致電極距離過大使其電場變小，最後的圖 4.6 之電極較能耐受拉伸與擠壓且電極不易破裂，故本研究選用最佳之鍍電極方法如圖 4.6 所示。



#### 4.1.4 靜電紡絲可調變數

靜電紡絲前置作業的溶液配置、實驗架設甚至連最後階段的收集絲線及後處理的方式都有許多可調控的變數，藉由這些變數的調控使絲線具有不同的性質，可依使用者的需求來控制所需要的絲線品質，以下整理表格來介紹電靜電紡絲的變數對絲線造成的影響，如表 4.3 與表 4.4 所示。

表 4.3 靜電紡絲固定參數對絲線造成的影響

本實驗固定參數			
	參數名稱	數值	調整參數造成影響
配置 溶液	溶質重量百分比 P(VDF-TrFE)	20%	提高百分比會造成黏滯度提高，使絲線變粗；降低則容易發生靜電噴灑
	溶劑比例 DMAC：MEK	2：3	提高 DMAC 比例能使溶質更易於溶解；提高 MEK 比例可增加溶液的導電度及降低其表面張力
	加熱溫度	60°C	提高溫度可增加溶解速率，降低所需溶解的時間
	攪拌時間	24 hr	提高攪拌時間可使溶液混和更加均勻
實驗 架設	溶液進給速率	1ml / hr	進給速率提高會使絲線線徑變粗；若過低會造成電紡的不連續
	針頭尺寸	27 Gauge	
	位移平台平行滾筒軸向速度	0	
	收集器轉速	1700 rpm	提高轉速可使絲線變細直及增加其排列性；轉速過高則易斷裂
環境	溫度	30 °C	提高溫度使溶液易揮發絲線變細
	濕度	40 %	濕度過高會降低溶劑揮發速率，射流則有較多時間拉伸使絲線變更細

表 4.4 靜電紡絲變動參數對絲線造成的影響

本實驗變動參數			
	參數名稱	數值	調整參數造成影響
靜電紡絲	針尖至收集器距離	3~5 cm	距離越近絲線越細；越遠邊動效應則越明顯
	施加電壓	-8 kV、-10 kV -12 kV	須達臨界電壓才能使溶液突破表面張力產生泰勒錐形成射流射出
	電紡時間	20 min、1 hr	提高可使靜電紡絲薄膜變厚
絲線後處理	表面電極的選擇	PEDOT : PSS	此電極因疏水性關係，故造成電極不均勻的現象
		Sputter : 銀電極	若只有濺鍍一層銀電極，可能會因拉伸或擠壓造成電極破裂
		E-beam : 鋁電極	可能因拉伸或擠壓造成電極破裂
		鋁箔紙電極	可能因拉伸或擠壓造成電極破裂
		銀膠電極	銀膠電極中間隔著一層 RTV 矽橡膠造成電極間距離太遠
濺鍍銀+石墨烯	因石墨烯填補了銀電極間之孔洞，使電極較不易破裂		

## 4.2 P(VDF-TrFE)壓電纖維薄膜性質測試

### 4.2.1 絲線排列性比較

為了選的高分子壓電薄膜，故須調整不同電紡製程參數，改變針尖到滾筒的距離及施加電場的強度兩種方式，觀察何種參數下紡出來的高分子壓電薄膜較具有排列性，再進一步選擇其參數。因本實驗製作壓電薄膜，故無法像先前實驗室所做的絲線能夠拉伸，故本實驗將滾筒收集器調至最大轉數（1700 rpm），為了使絲線能依滾筒的轉速加快增加其絲線的排列性。本實驗選擇了十種相異參數且分為三大 Group 來做探討：

- (1) Group 1，固定 8 kV 之電場，移動針尖到滾筒距離，分別為 3 cm、4 cm 及 5 cm；



(2) Group 2，固定 10 kV 之電場，移動針尖到滾筒距離，分別為 3 cm、4 cm 及 5 cm；

(3) Group 3，固定 12 kV 之電場，移動針尖到滾筒距離，分別為 3 cm、4 cm 及 5 cm 及一組施加 15 kV 之電場針尖到滾筒距離 5 cm。

而之後本篇論文將施加的電場與針尖到滾筒收集器距離簡化如下：施加 8 kV 電場，針尖到滾筒距離 3 cm 以 8 kV/3 cm 代替。將以上 10 組參數所製作出來的高分子壓電薄膜以掃描式電子顯微鏡(Scanning Electron Microscope, SEM, Hitachi TM-3000, 附錄 7)進行觀察並比較，如圖 4.7 所示。

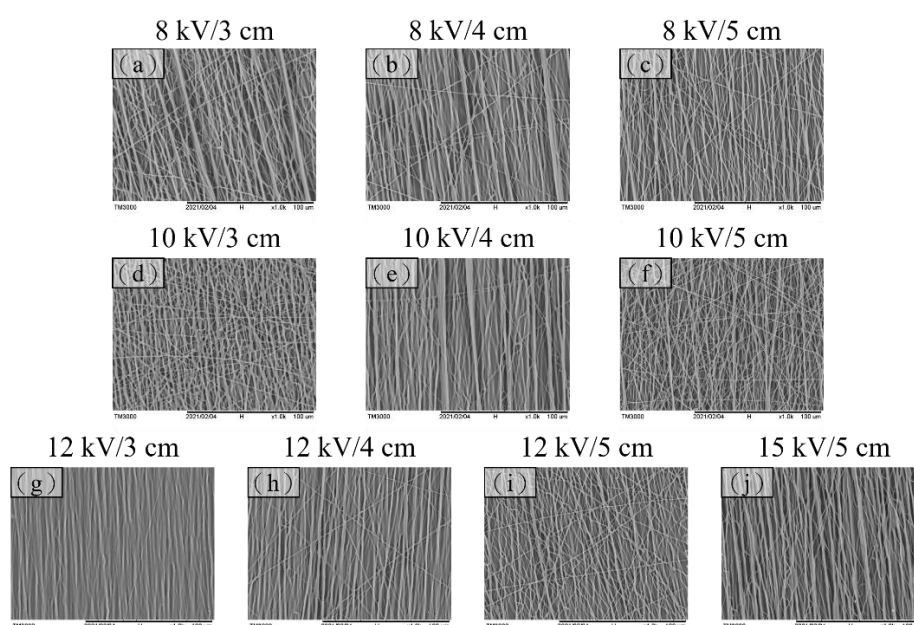


圖 4.7 設定滾筒轉速為 1700 rpm，放大倍率為 1000 倍所製作出高分子壓電薄膜的排列、分佈及表面形貌 (a) 8 kV/3 cm (b) 8 kV/4 cm (c) 8 kV/5 cm (d) 10 kV/3 cm (e) 10kV/4 cm (f) 10 kV/5 cm (g) 12 kV/3 cm (h) 12 kV/4 cm (i) 12 kV/5 cm (j) 15 kV/5 cm

#### 4.2.2 絲線抗拉性測試

為了進一步比較本研究製作的 10 種參數之壓電薄膜性質，利用自動荷重試驗機(Automatic Load Testing Machine, MAX-1KN Table, 附錄 8) 測試各種不同參數絲線的抗拉性質。首先將絲線切割成約 1.5 cm 左右，再將絲線兩端點用砂紙包覆，如圖 4.8 (a) 所示，此用意是用來增加絲線與自動荷重試驗機夾具間的摩擦力，扣

除砂紙的部分，實際被拉伸的絲線將其控制在約略 1 cm 左右，待絲線的兩端與夾具夾緊時再開始做抗拉性的測試，下方夾具為固定端，而是利用上方的夾具以等速向上將絲線慢慢拉伸直至斷裂，夾具上方藍色部分為力感測器，故在拉伸時可隨時得知所施加力量的大小，且此機台會記錄拉伸的位移量，固可與原長相除得知其應變，並將應變與施力做圖來判斷絲線的抗拉性質，實驗架設如圖 4.8 (b) 所示。

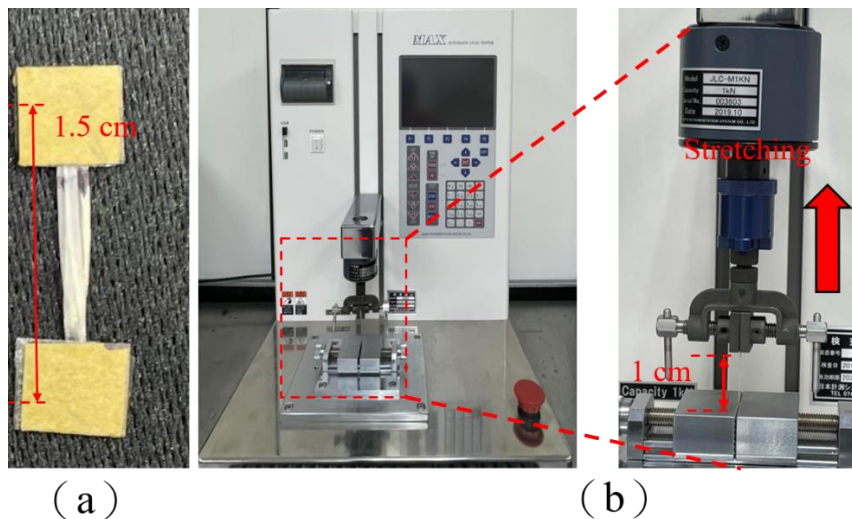


圖 4.8 (a) 砂紙包覆絲線架設圖 (b) 絲線抗拉性測試架設圖

#### 4.2.3 四點彎曲架設及耐久性穩定性測試

因壓電薄膜較無法承受較大的橫向拉伸形變，固本研究使用四點彎曲測試平台 (Four Points Bending Test) 來量測壓電薄膜的耐久度及穩定性。首先介紹四點彎曲的實驗架設，在振盪器 (Vibration Shaker, Ling V203, 附錄 9) 上架設一個壓克力平台，此平台為數片壓克力板與四條壓克力圓柱的組合，使其能隨之振動，再放入一片長條狀不鏽鋼片作為梁，其不鏽鋼片的尺寸為長為 180 mm、寬為 17 mm、厚度為 0.2 mm。此不鏽鋼片僅有與四條圓柱產生接觸，使用圓柱筒是為了讓不鏽鋼片只與圓柱筒產生點接觸且只會受到垂直的點應力，而不會受到彎曲應力，其中兩個施力點固定於振動器上提供振動的平台能量，另外兩個施力點則是利用鋁擠型固定在特定的高度使其固定住不鏽鋼片，此即為四點彎曲之實驗架設，圖 4.9 為四點彎曲測試平台之示意圖。

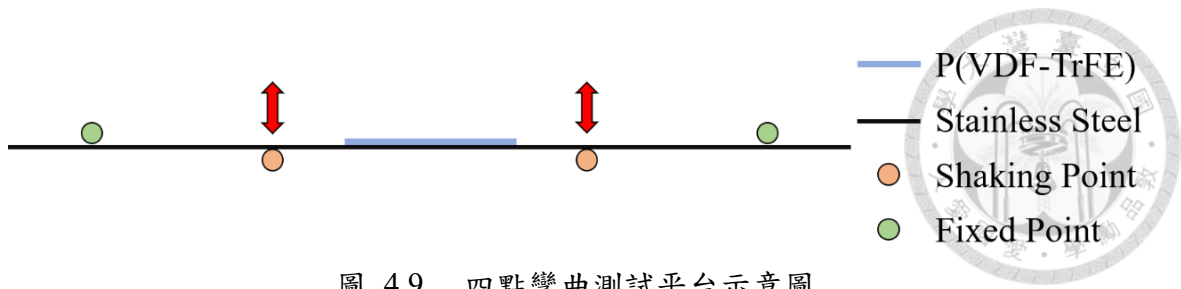


圖 4.9 四點彎曲測試平台示意圖

若要測試絲線薄膜的耐久度，即將絲線薄膜貼附於四點彎曲振動平台的中心，使用訊號產生器 (Function Generator, GW INSTEK, GFG 3015, 附錄 10) 輸入 1Hz 的弦波傳入功率放大器 (Power Amplifier, NF, HAS 4052, 附錄 11)，再將功率放大器所放大的訊號輸入振盪器中，使壓電薄膜受平台振盪而產生訊號。壓電薄膜必須將電極透過 BNC 線接出傳入電荷放大器 (PIEZO FILM LAB AMPLIFIER, PN:1007214-, 附錄 12)，再將放大的訊號傳送至示波器 (Oscilloscope, Tektronix MDO3014, 附錄 13) 觀測其振動所造成壓電薄膜的訊號；若要同時量測位移平台的實際移動距離，必須再使用電源供應器 (GW INSTEK, GPS 3303, 附錄 14) 驅動雷射位移計控制器 (LK-G5001 控制器, 附錄 15)，再將雷射位移計之感測頭 (LK-H150 感測頭, 附錄 16) 對準振動器上的壓克力板，即能使位移計感測探頭量測其位移量再轉換為相對應的電訊號傳入示波器觀察，而轉換的關係為 1 mm 位移量可以轉換為 1 volt。長時間比較位移平台的振動對壓電薄膜所產生的訊號，測試其耐久度及穩定性，實驗架設平台如圖 4.10 所示。

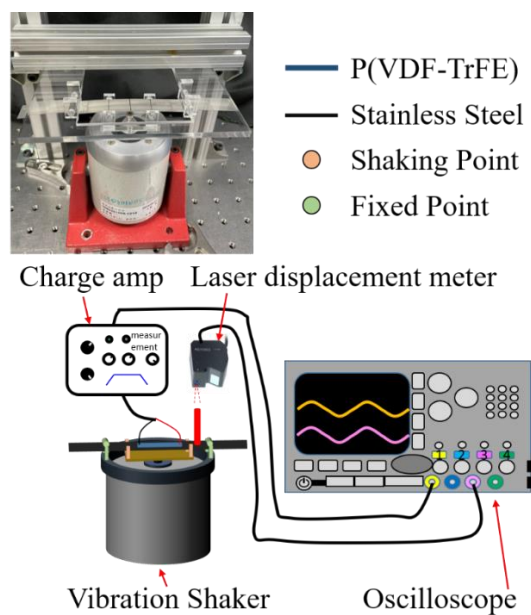


圖 4.10 四點彎曲測試實驗架設示意圖



### 4.3 P(VDF-TrFE)壓電纖維感測器

#### 4.3.1 感測器製程

開發壓電纖維感測器必須先做兩項選擇：第一，選擇絲線的參數，藉由前一小節絲線排列性及抗拉性的測試可得知，在電紡參數為 12 kV/4 cm 時，無論是利用 SEM 觀察絲線排列性或是以自動荷重試驗機量測之絲線性質，此參數皆具有最佳的排列性以及最好的線性度；第二，為選擇電極的材料，藉由 4.1.3 所介紹的後處理方式，本實驗比較後選用 sputter 漸鍍銀再噴石墨烯填滿銀之孔洞當作電極。因需要直接將壓電薄膜從滾筒上取下，故將滾筒外貼附挖洞之 PP 膜（如圖 4.6 所示），使壓電薄膜容易從滾筒收集器取下，也發現，若電紡時間不夠，薄膜在取下時，易造成斷裂等問題，故電紡時間選擇 1 小時，好讓壓電薄膜可以透過 PP 膜直接從滾筒上取下來。

將電紡完之壓電薄膜取下後，寬度約略為 5 mm 左右，將薄膜雙面漸鍍銀電極後噴上石墨烯，使電極面更加完整。此時鍍完雙面電極的壓電薄膜上下會導通，是因為在鍍銀或噴石墨烯時側面也同時被染上電極，故形成上下電極導通的問題，因此將四個邊切除，使其可以清楚劃分上下電極以至於不導通情況即完成上下表面電極的製作。因本實驗需量測吞嚥時喉部運動之情形，若壓電薄膜長度太長可能造成感測器量測到的訊號不僅僅只有喉部運動情形，故將鍍好上下電極之壓電薄膜每段以約略 10 mm 左右切下，故每段壓電薄膜的長約為 10 mm、寬約為 5 mm，即形成感測器之基本元件，如圖 4.11 圖 4.12 所示。

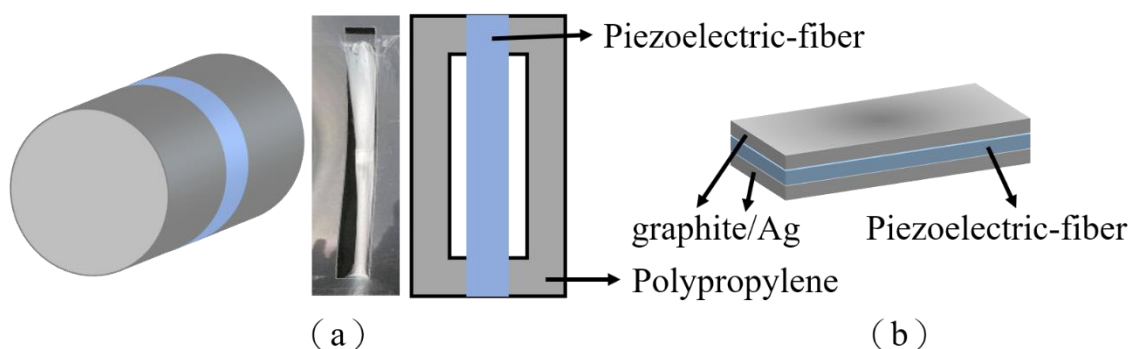


圖 4.11 銀加石墨烯電極製作方法與其示意圖

(a) 將 PP 模和壓電薄膜從滾筒上之 PET 鍍鋁取下

(b) 銀加石墨烯電極結構示意圖

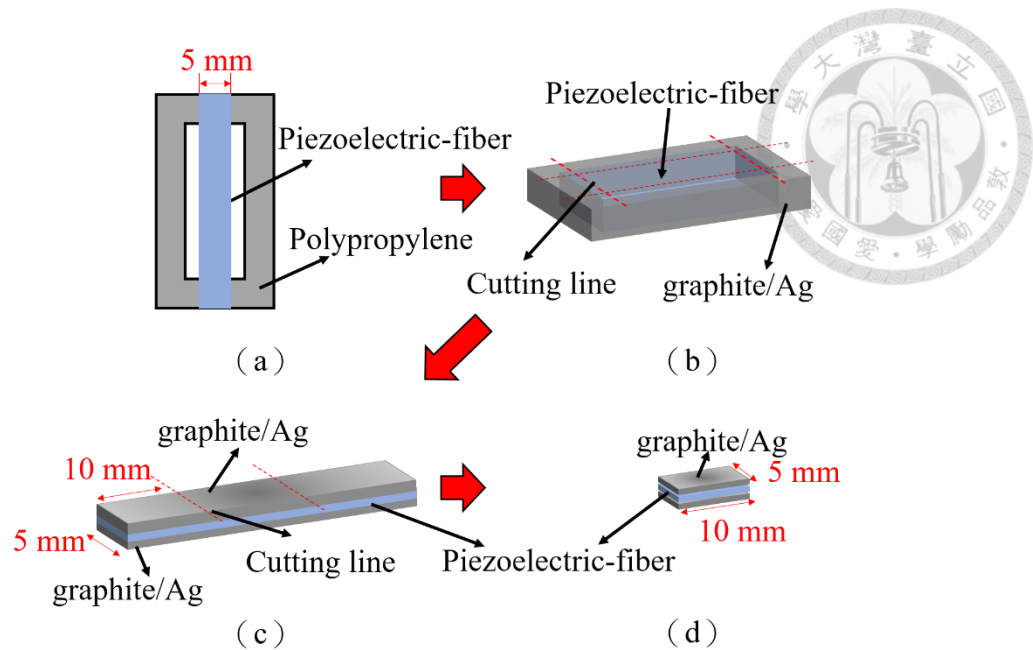


圖 4.12 感測器製程步驟示意圖 (a) 電紡完 5 mm 之壓電薄膜 (b) 薄膜鍍上電極後，因四個側邊也會鍍到故上下電極導通，將其四個邊切除使上下電極分開 (c) 分割成貼在喉部感測器大小 5 mm\*10 mm (d) 感測器基本元件

將感測器基本元件之上下電極以鍍銀紗線連接，此鍍銀紗線購入於華懋生技股分有限公司，而為了降低外在環境的干擾以及雜訊，再將銀紗線的正負端與自製 BNC 線結合，以作為感測器之訊號線，如圖 4.13 (a) 所示。為了提升絲線薄膜的機械性質且使感測器能順利貼附於人體，將壓電薄膜結合具有極佳彈性的 RTV 矽橡膠，將壓電薄膜的上下兩面利用 RTV 矽橡膠包覆，做法為將以購買的 A 膠與 B 膠以等比例的方式 1:1 混合，放置室溫下等待 30 分鐘至 1 小時會自行固化形成具有極佳彈性的矽橡膠，如圖 4.13 (b) 所示，此材料具有高撕裂強度、高穩定性且可長時間保存等功能。感測器因後續會以超音波影像做驗證，固感測器外圍需要一套防水系統來保護，以至於不會因水的導電而導通了上下電極，而 RTV 矽橡膠具有疏水性及防潑水等功能。RTV 矽橡膠上下兩層包覆住壓電薄膜是以矽膠皮膚接著劑 (Skin tite, 美國 Smooth On 特效矽膠) 膠做黏合，此膠同樣是購入於百申實業股份有限公司，將矽膠皮膚接著劑 A 膠與 B 膠 1:1 混合，靜置 5 分鐘後形成有黏性且可以黏合 RTV 矽橡膠之有彈性的膠，故可將 RTV 矽橡膠上下層與壓電薄膜黏合，即完成本研究之感測器的製程，如圖 4.13 (c) 所示。

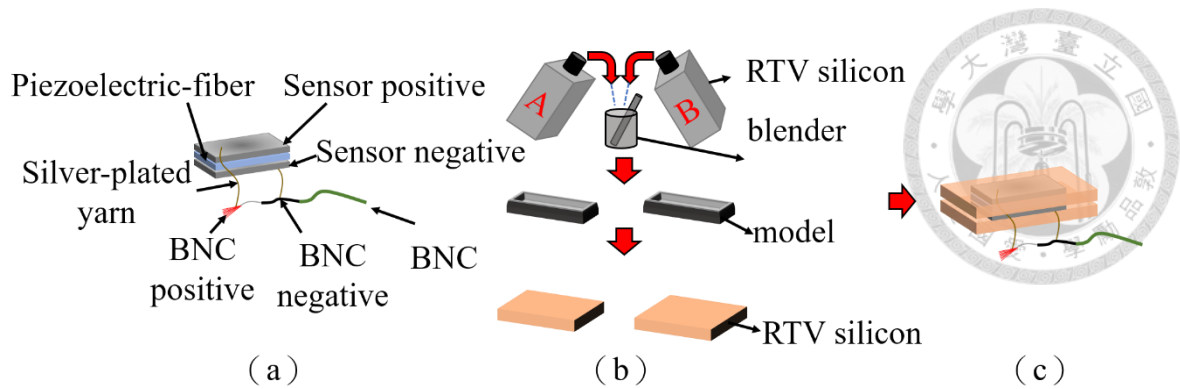


圖 4.13 感測器的製程示意圖 (a) 感測器基材與 BNC 連接  
(b) RTV 矽橡膠製作過程 (c) 感測器成品

在此介紹一下如何製作 BNC 的訊號線，此同軸纜線是購入於 Digi-Key Electronics 公司，此 BNC 線主要有四層的結構，分別為：最外層的白色塑膠套；第二層的地線層；第三層的透明塑膠膜以及最內層的訊號線層，而本實驗是將 BNC 線的地線層以及訊號線層與壓電絲線薄膜的上下電極做連接。故必須先將 BNC 線利用加熱撥線器將最外層之白色塑膠套去除，可以看到第二層的地線層，再將地線層向後褪去，即可看見地三層的透明塑膠膜，最後再利用加熱撥線器將透明塑膠膜融掉，即可看見訊號線，此為 BNC 線之作法，如圖 4.14 所示。

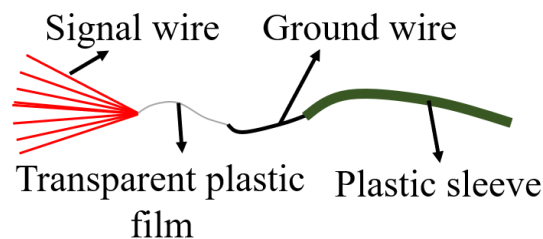


圖 4.14 BNC 線各層示意圖

#### 4.3.2 感測器穩定性量測

做好的感測器因壓電薄膜尚未經過任何處理，僅挑選出排列性及線性度較佳品質之參數，故將做好的感測器放置在四點彎曲的平台上，待產生之壓電訊號穩定後，再將其拿下，即完成吞嚥時量測喉部運動之感測器，如圖 4.15 所示。

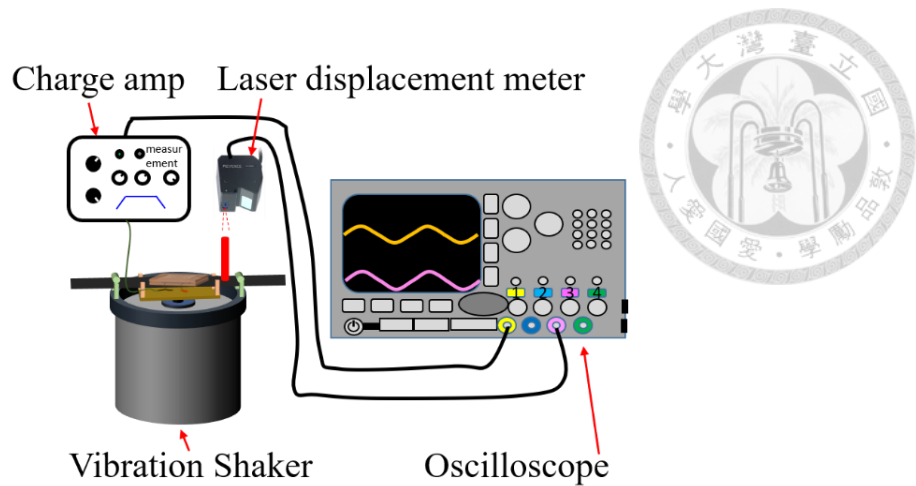


圖 4.15 連續振動 12 小時觀察感測器所產生之壓電訊號

## 4.4 超音波基本原理及架設

### 4.4.1 超音波原理

說到超音波，首先來說明其頻率：一般聲音頻約在 15 Hz 至 20 kHz、超音波頻率則是大於 20 kHz，而醫用超音波頻率則是介於 2 至 10 MHz 之間。超音波影像原理是透過超音波探頭（Transducer or Probe）發出人耳聽不見的超高頻率超音波穿透人體皮膚至身體內部，會因探頭的種類不同，導致超音波以平行或扇形兩種方式發射出去。當超音波遇到密度不同的組織時，會產生不同的反射聲波，這些被反射的聲波會被探頭的壓電晶體（Piezoelectric Crystal）接收，將即轉換為電能訊號，再經由電腦的運算，即能投影體內組織的影像及位置，其是以灰階(Gray Scale)或是彩色色調呈現在銀螢幕上，方能提供醫師判對其構造或是位置是否正確來做為治療疾病的依據[84]，圖 4.16 為常見之孕婦超音波影像以灰階色調在螢幕上呈現的樣貌。

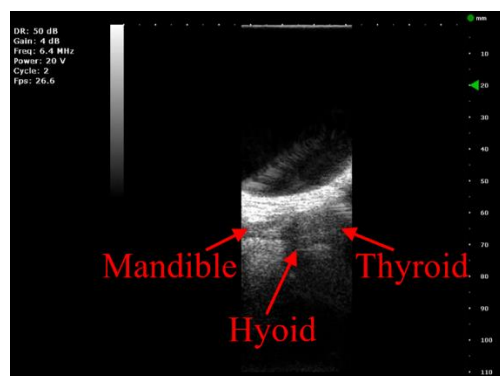


圖 4.16 直線形探頭拍攝喉部超音波影像[85]

再來介紹一下如何判別超音波灰階影像的成像結果，灰階是指將影像顏色以黑白形式來判斷，而超音波影像的灰階色調是藉由反射超音波能量大小來決定的，若反射的能量較大，在超音波影像所成的像就會較白，反之，若反射的能量較小，在超音波影像所成的像就會較黑。以水為例，水為最好的超音波導體，超音波傳遞的能量較遠才使能量減半，因此含水的組織被超音波反射回來的能量較少，故在超音波銀幕上投影出來的影像就會較接近黑色；而骨頭組織，是屬於超音波的不良導體，超音波傳遞的能量穿透不遠即會使能量減半，所以幾乎所有能量會被反射，故在超音波銀幕上所投影出來的影像就會較接近白色[84]，組織的位置即超音波成像的深度是藉由能量反射回來的時間來決定，由圖 4.17 來說明，墨綠色標示為水袋的部分，成像為黑色；紅色標示則為骨頭的位置，成像為白色。超音波對人體比較沒有傷害且是一種非侵入式的檢測，是的我們人們檢查身體的一個重要的儀器。

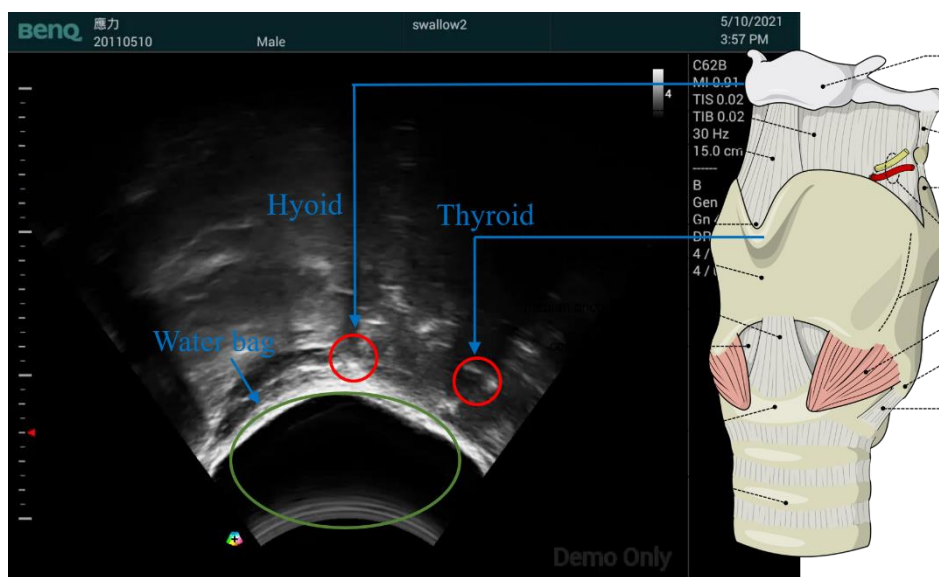


圖 4.17 超音波觀測喉部之影像



#### 4.4.2 超音波探頭

超音波探頭 (Ultrasonic probe) 選用的材料目前多數以壓電材料 PZT (鋁鈦酸鉛) 為主，而超音波探頭也有分為以下兩種類型，分別是直線型探頭 (Linear-array) 及弧型探頭 (Convex) 等，直線型探頭的優點在於影像比較不容易失真，缺點則是超音波所照射的範圍較弧型探頭來的窄；而弧型探頭的優點在於可以照射到的範圍較廣，缺點則是超音波影響可能造成扭曲失真的現象[86]，如圖 4.18 所示。

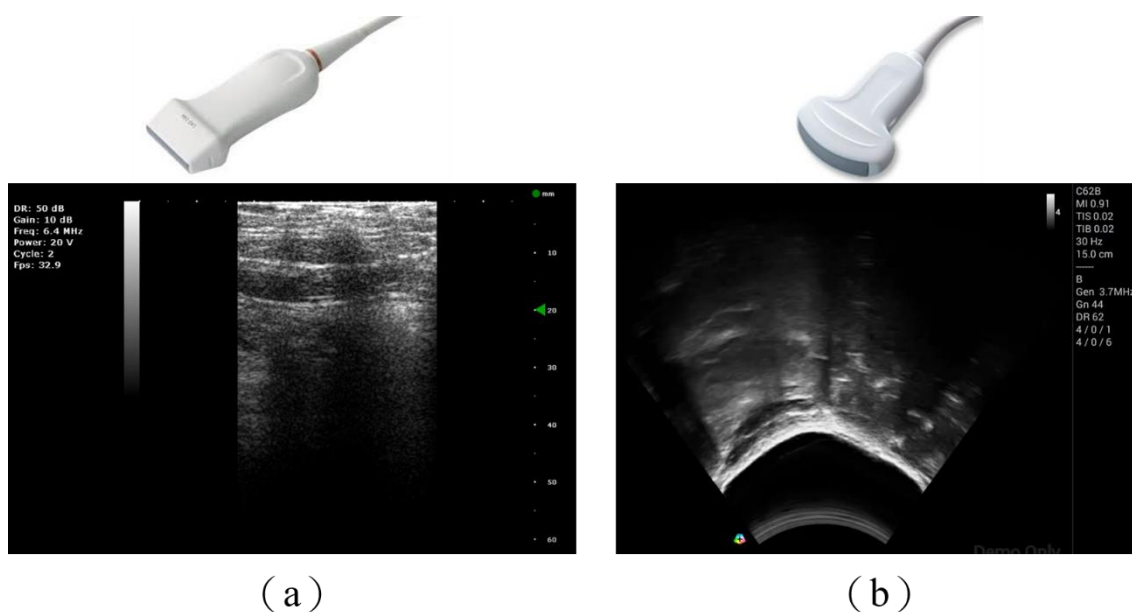


圖 4.18 超音波探頭成像差異 (a) 直線型探頭 (b) 弧型廣角探頭

因為在超音波照射時，探頭與皮膚並不會完全的接觸，中間會有空氣的阻隔使超音波能量無法順利的傳入人體內，故必須利用傳導介質來填補其接觸的縫隙，在此是利用耦合凝膠 (Coupling Gel)，故在進行超音波監測影像前，必須先將探頭塗抹上一層耦合凝膠，其成分為合成樹脂、潤滑脂以及水溶性膠體等，具有無毒、淺藍色膠狀且呈現中性之 PH 值等特徵。

本實驗需量測吞嚥時舌骨與甲狀軟骨對感測器所造成的壓電訊號，並利用超音波驗證其訊號與實際舌骨及甲狀軟骨位移之相關性，故超音波照射位置必須包括喉部之舌骨與甲狀軟骨，而此範圍稍顯略大，故本研究借用台大醫院王亭貴醫師團隊的弧型超音波探頭來做監測，觀察吞嚥時舌骨與甲狀軟骨的移動狀況以及舌骨與甲狀軟骨皮膚表面的起伏情形，但若選擇弧型探頭，其弧形曲面無法完整貼合喉部的曲線，故本實驗的探頭外再加了一個水袋，此水袋彈性佳可依照個人喉部的

曲線順利貼合且能順利照到喉部內的組織等，因內容物是水所以不影響超音波能量的傳遞。故本實驗超音波的架設需要超音波弧型探頭、水袋、耦合凝膠以及即時觀測影像之螢幕等，如圖 4.19 所示。

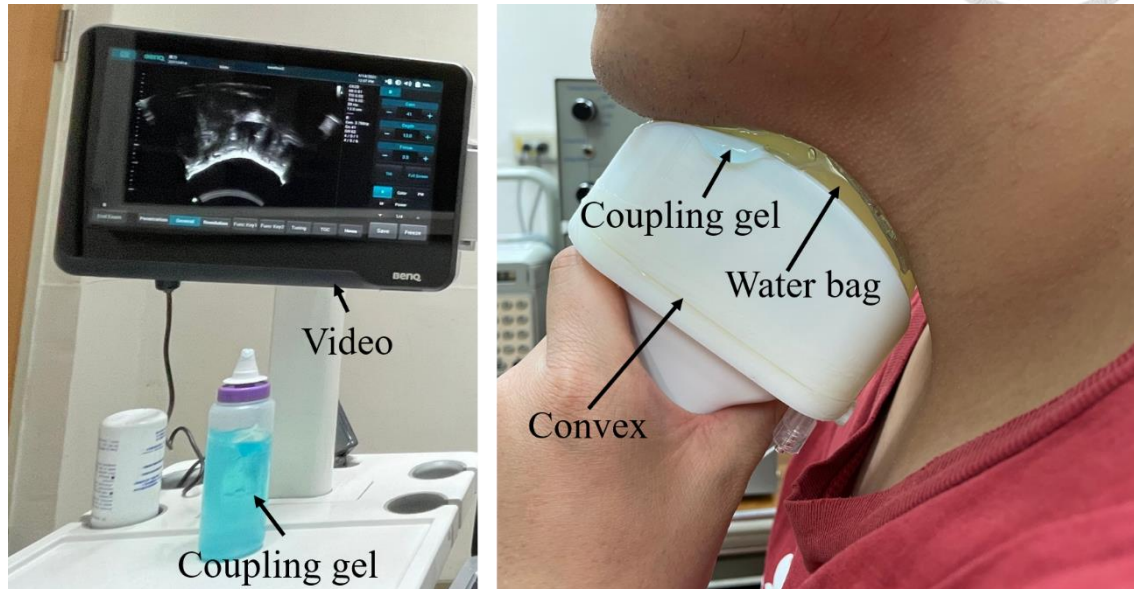


圖 4.19 超音波架設圖

#### 4.5 壓電纖維感測器與超音波影像結合

本實驗想利用超音波驗證舌骨與甲狀軟骨的位移以及在其外部皮膚表面的形變是否與壓電纖維薄膜感測器的壓電訊號有正相關，故必須貼附壓電纖維感測器，即為吞嚥貼布感測器 (Piezoelectric-fiber-sensor, PFS) 及架設照射超音波，使同時監測吞嚥時皮膚表面的形變與 PFS 產生的壓電訊號，比較兩者並分析。本實驗製作四片 PFS 並貼附在四個不同位置觀察其產生之壓電訊號，而四個位置分別是舌骨上緣、舌骨上緣上方 1 cm、甲狀軟骨上緣及甲狀軟骨上緣上方 1.5 cm，貼附的位置如圖所示。

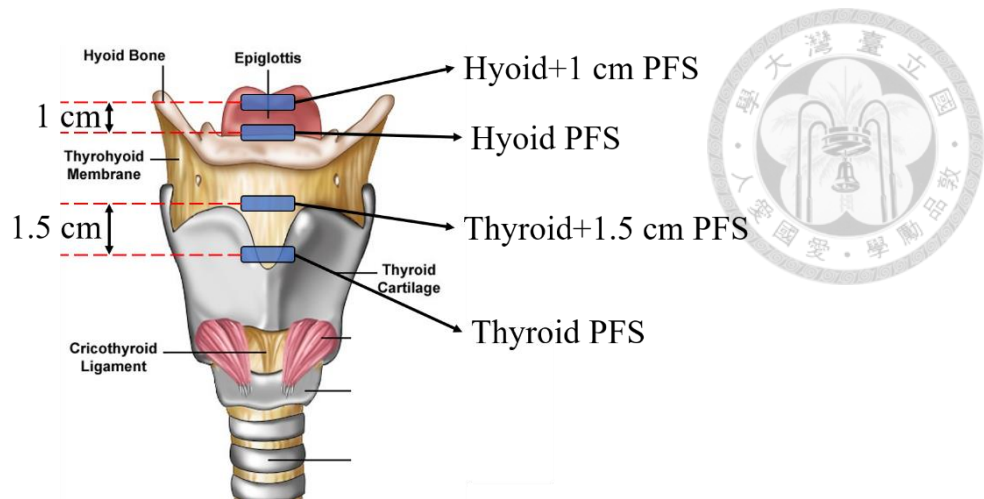


圖 4.20 PFS 貼附在皮膚表面位置示意圖

貼附在舌骨上緣及甲狀軟骨上緣的位置是為了要判斷吞嚥時此處外的皮膚表面對兩片 PFS 擠壓或拉伸所造成的壓電訊號；貼附在舌骨上緣上方 1 cm 及甲狀軟骨上緣上方 1.5 cm 的位置則是為了要判斷在吞嚥時舌骨是否能抬升 1 cm 且甲狀軟骨是否能抬升 1.5 cm，若兩骨頭有抬升到此高度即能造成此兩片 PFS 因拉伸或擠壓產生壓電訊號，此判別可以得知是否有吞嚥障礙的症狀，若是舌骨與甲狀軟骨未抬升至一定的高度，很有可能有吞嚥障礙的症狀。四片 PFS 皮膚表面之形變及舌骨與甲狀軟骨的移動判斷是藉由超音波同時監測得知。故本實驗所需用到的儀器為：四片 PFS、四台電荷放大器、一台示波器、超音波弧型探頭、水袋、耦合凝膠以及即時觀測影像之螢幕等，實驗架設如圖 4.21 所示。



圖 4.21 實驗實際量測圖



## 第5章 實驗結果與討論

### 5.1 P(VDF-TrFE)壓電纖維薄膜性質

#### 5.1.1 壓電纖維薄膜之排列性

為了挑選排列性較佳的壓電纖維薄膜，故觀察不同電紡參數下壓電薄膜之排列性。因此本研究利用電紡所施加的電場強度以及收集器到針尖距離的不同來改變壓電薄膜的表面形貌以及排列性，本次研究的比較有三類，利用 SEM 放大 500、1000 及 2000 倍觀察其表面形貌與排列性，以下將一一比較，找出最佳排列性之壓電薄膜的電紡參數。

第一類比較，在針尖端施加 8 kV 之高壓電以及選擇針尖到收集器的距離分別為 3 cm、4 cm 及 5 cm 總共三組參數。選用 8 kV 的原因是發現當電壓到達 8 kV 時，待紡溶液能突破表面張力並射出絲線束，故選擇此電壓（最低的臨界電壓）當作其中一組的比較；而針尖到收集器距離則是排除距離太近會造成散射以及距離太遠會使邊動效應加劇，故距離選擇中間值 3 cm、4 cm 及 5 cm 來收極壓電纖維薄膜，圖 5.1 至圖 5.3 為第一類壓電薄膜在 SEM 不同放大倍率拍攝下所呈現之絲線表面形貌以及其排列性。

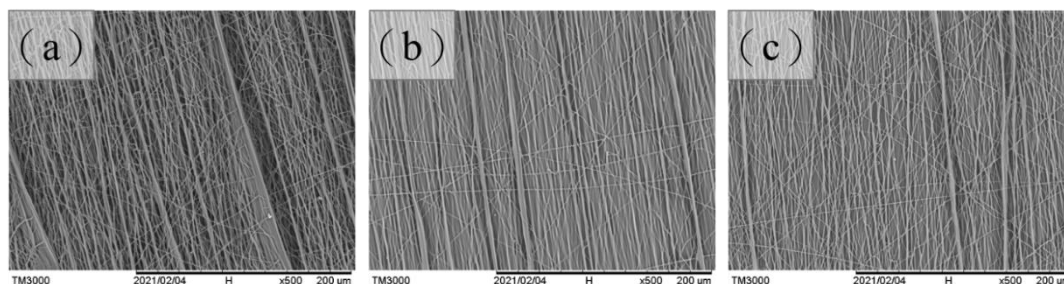


圖 5.1 通以高壓電 8 kV 放大 500 倍之絲線表線形貌

(a) 針距收集器 3 cm (b) 針距收集器 4 cm (c) 針距收集器 5 cm

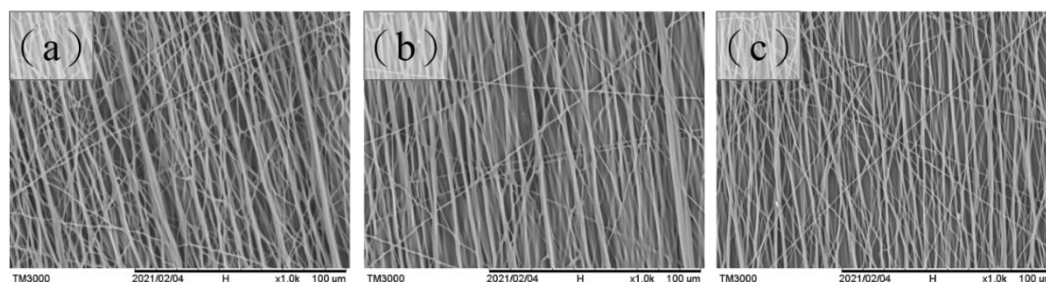


圖 5.2 通以高壓電 8 kV 放大 1000 倍之絲線表線形貌

(a) 針距收集器 3 cm (b) 針距收集器 4 cm (c) 針距收集器 5 cm

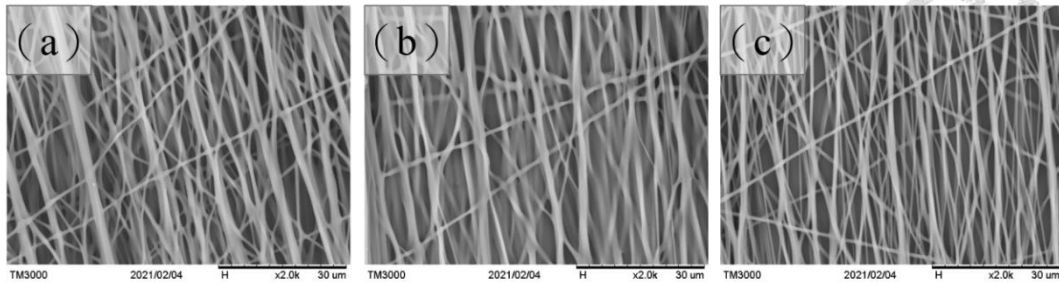


圖 5.3 通以高壓電 8 kV 放大 2000 倍之絲線表線形貌

(a) 針距收集器 3 cm (b) 針距收集器 4 cm (c) 針距收集器 5 cm

觀察上述 SEM 拍攝下三組不同參數的壓電薄膜排列情形，發現在電壓固定的情況下，若增加針尖與收集器的距離，收集到的絲線會越細。將 8 kV/3 cm、8 kV/4 cm 及 8 kV/5 cm 換成每公分施加之電場可以換算成 2.67 kV/cm、2 kV/cm 及 1.6 kV/cm，代表每公分所施加的電壓越大最後收集到的絲線就會越粗。因本研究想找出一組最適合量測喉部吞嚥時之運動情形，故需要找一組絲線排列較為一致，且絲線不會過於緊繃的結構，因為若絲線越緊繃，雖然排列性較佳，卻會帶來較易斷裂之風險，所以依照此類拍射 SEM 下的絲線表面形貌及排列性的觀察，最好的參數是 8 kV/4 cm 之壓電薄膜。但因為此組參數在電紡後的結果呈現如圖 5.4 (b) 所示，與正常電紡完結果圖 5.4 (a) 有差異，判斷是因為施加的電壓不夠且針距收集器距離太遠造成之電紡不連續性，故第一類之參數沒有納入選擇。

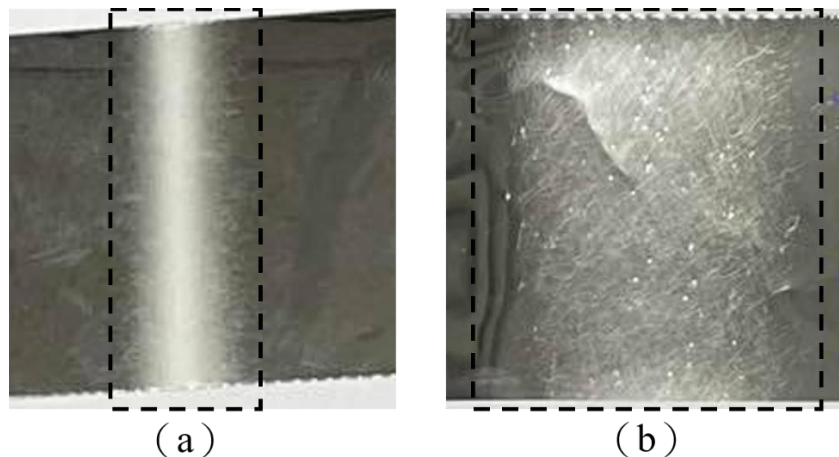


圖 5.4 電紡後壓電薄膜表面形貌 (a) 正常結果 (b) 電紡不連續

第二類比較，在針尖端施加 10 kV 之高壓電以及選擇針尖到收集器的距離分別為 3 cm、4 cm 及 5 cm 總共三組參數。此類比較改變了施加電場強度，從原本的 8 kV 調大至 10kV，選擇增加 2 kV 之原因是為了讓差異更明顯，而針尖到收集器之距離的選擇與第一類相同。圖 5.5 至圖 5.7 為第二類壓電薄膜在 SEM 不同放大倍率拍攝下所呈現之絲線表面形貌以及其排列性。

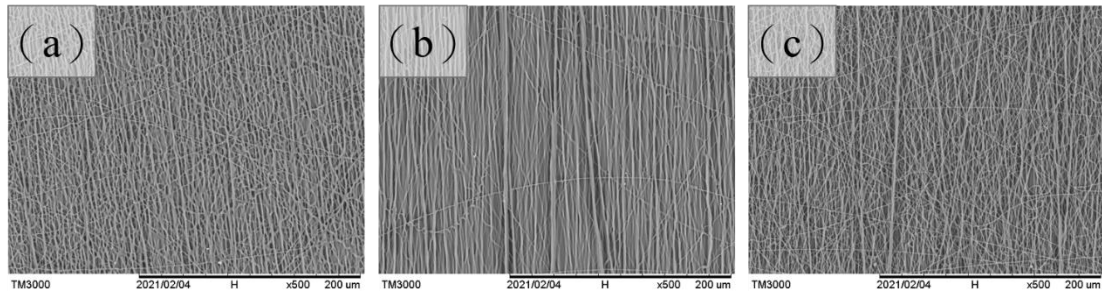


圖 5.5 通以高壓電 10 kV 放大 500 倍之絲線表線形貌

(a) 針距收集器 3 cm (b) 針距收集器 4 cm (c) 針距收集器 5 cm

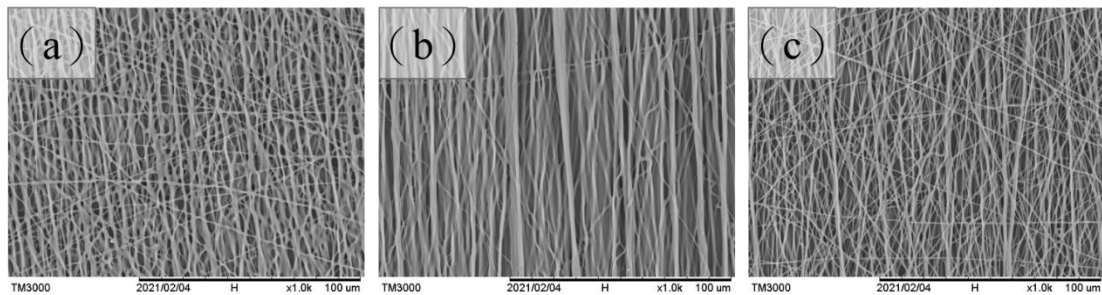


圖 5.6 通以高壓電 10 kV 放大 1000 倍之絲線表線形貌

(a) 針距收集器 3 cm (b) 針距收集器 4 cm (c) 針距收集器 5 cm

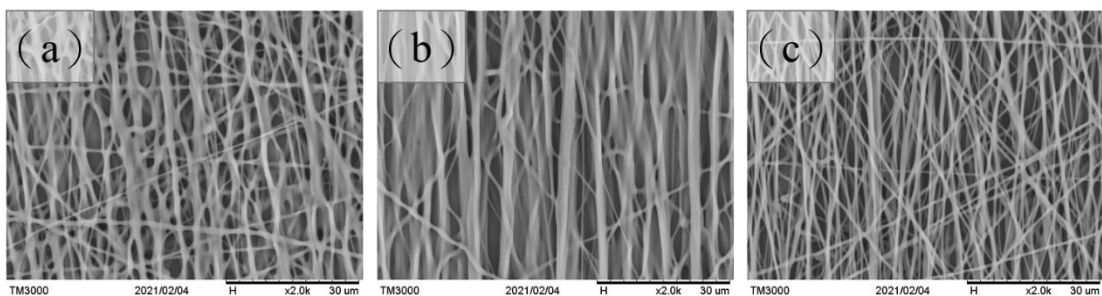


圖 5.7 通以高壓電 10 kV 放大 2000 倍之絲線表線形貌

(a) 針距收集器 3 cm (b) 針距收集器 4 cm (c) 針距收集器 5 cm

觀察上述 SEM 拍攝下三組不同參數的壓電薄膜排列情形，發現絲線的粗細與上一類觀察到的現象相同，每公分施加的電壓越大紡出來的絲線就會越粗，可將 10 kV/3 cm、10 kV/4 cm 及 10 kV/5 cm 分別換算成 3.33 kV/cm、2.5 kV/cm 及 2 kV/cm。以 SEM 觀察此三組參數所紡出來絲線之排列性，發現第二組 10kV/4 cm 排列性較佳，故本類選用此參數再與其他類做比較。

第三類比較，在針尖端施加 12 kV 之高壓電以及選擇針尖到收集器的距離分別為 3 cm、4 cm 及 5 cm，和一組在針尖端施加 15 kV 之高壓電及針尖到收集器的距離 5 cm，總共四組參數。此類比較也是改變施加電場的強度，而針尖到收集器之距離的選擇與一、二類相同。本組比較多增加一組參數 15 kV/5 cm（本實驗室下來之電紡參數配方）為了要與 12 kV/4 cm 比較，因此兩組參數分別可以換算成 3 kV/cm，即可以比較換算成每公分相同電場之相異參數之薄膜品質間的差異，如圖 5.8 至圖 5.10 所示。

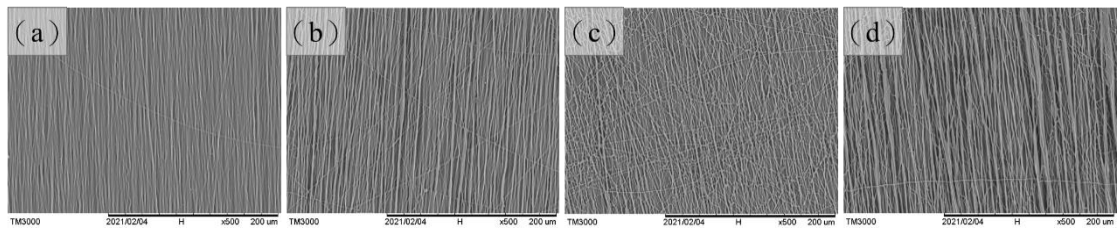


圖 5.8 放大 500 倍之絲線表線形貌

(a) 12 kV/3 cm (b) 12 kV/4 cm (c) 12 kV/5 cm (d) 15 kV/5 cm

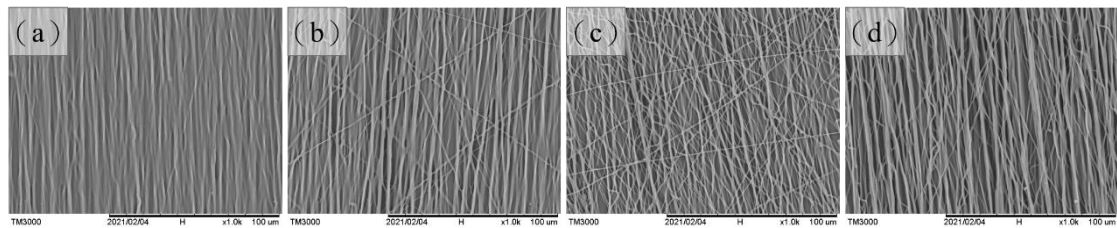


圖 5.9 放大 1000 倍之絲線表線形貌

(a) 12 kV/3 cm (b) 12 kV/4 cm (c) 12 kV/5 cm (d) 15 kV/5 cm

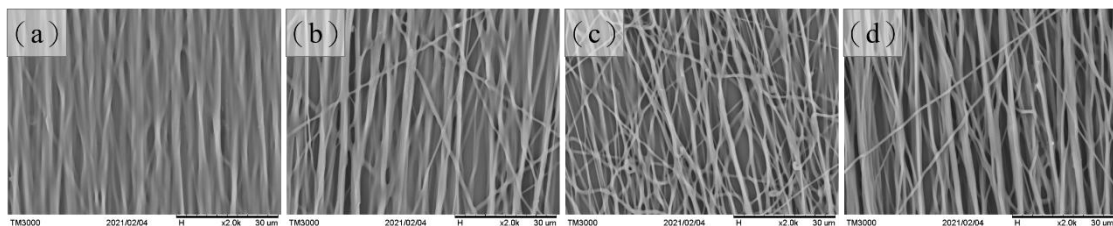


圖 5.10 放大 1000 倍之絲線表線形貌

(a) 12 kV/3 cm (b) 12 kV/4 cm (c) 12 kV/5 cm (d) 15 kV/5 cm

觀察上述 SEM 拍攝下四組不同參數的壓電薄膜排列情形，發現若電場夠大，但距離太近的話就會像 12 kV/3 cm 所紡出來的絲線一樣，溶劑沒有確實揮發，使絲線呈現黏黏糊糊狀，是因為絲線上有溶劑的殘留。觀察到兩組可換算成 3 kV/cm 之 12 kV/4 cm 及 15 kV/5 cm 兩參數，其絲線排列皆相當整齊。12 kV/5 cm 可能是因針尖距離滾桶收集器太遠，使得邊動效應加劇，造成較多彎曲絲線產生。故本類選用 12 kV/4 cm 以及 15 kV/5 cm 兩組參數與其他類做比較。

上述 10 組參數分類比較完後再將其各類選出最佳參數再進一步比較。第一類的最佳絲線排列參數因有電紡不連續的問題故不納入選擇，第二類選擇最佳絲線排列參數 10 kV/4 cm 與第三類的最佳絲線排列參數 12 kV/4 cm 及 15 kV/5 cm 三組參數最後比較，而將其絲線拉伸至 50 % 形變在照 SEM，如圖 5.11 所示。

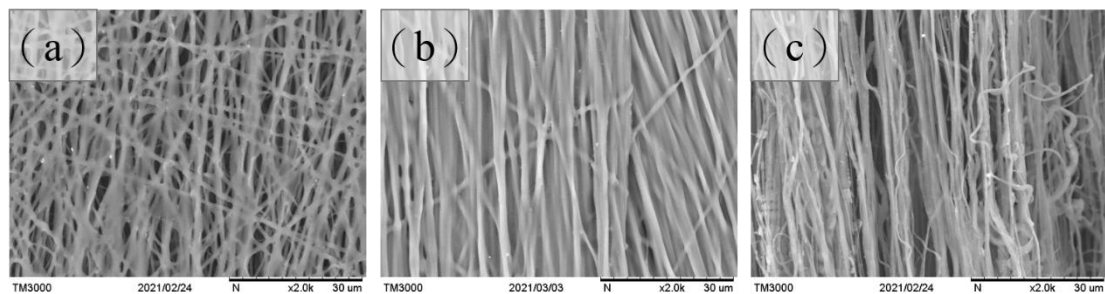


圖 5.11 放大 2000 倍之絲線表線形貌

(a) 10 kV/4 cm (b) 12 kV/4 cm (c) 15 kV/5 cm

由圖 5.11 觀察得知，10 kV/4 cm 絲線排列較凌亂，12 kV/4 cm 相較其他兩者較整齊，15 kV/5 cm 再經由 50 % 拉伸形變導致有部分絲線斷裂情形，故此 10 組參數選擇了 12 kV/4 cm，因此參數具有最佳的絲線排列。

### 5.1.2 絲線抗拉性質

將紡出來之 10 組不同參數製作成絲線束進行拉伸並比較其抗拉性質及其線性度。本實驗以自動荷重試驗機做拉伸的測試，其機器上端以 6 mm/min 向上移動使絲線拉伸至斷裂，紀錄其形變量以及自動荷重試驗機上力感測器測得的負載大小，觀察在多少形變下會使絲線斷裂，將 10 種參數同樣分成三類討論。

第一類比較，將施加 8 kV 高壓電場之三組參數一起比較；第二類比較，將施加 10 kV 高壓電場之三組參數一起比較；第三類比較，將施加 12 kV 高壓電場之

三種參數及 15 kV/5 cm 之參數共四組一起比較，將絲線拉伸至斷裂並繪製應力與受力圖，如圖 5.12 所示。

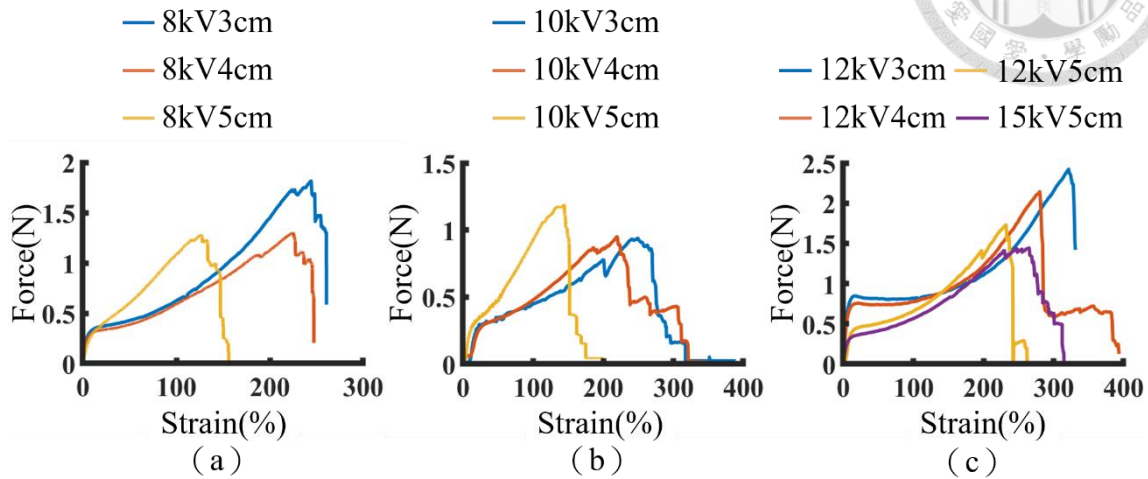


圖 5.12 將絲線拉伸至斷裂 (a) 8 kV/3 cm、8 kV/4 cm 及 8 kV/5 cm 之比較

(b) 10 kV/3 cm、10 kV/4 cm 及 10 kV/5 cm 之比較

(c) 12 kV/3 cm、12 kV/4 cm、12 kV/5 cm 及 15 kV/5 cm 之比較

由圖 5.12 (a) 可知，8 kV/3 cm 之參數在 strain 244 % 左右時絲線會斷裂、8 kV/4 cm 之參數在 strain 224 % 左右時絲線會斷裂、8 kV/5 cm 之參數在 strain 125 % 左右時絲線會斷裂。

由圖 5.12 (b) 可知，10 kV/3 cm 之參數在 strain 250 % 左右時絲線會斷裂、10 kV/4 cm 之參數在 strain 219 % 左右時絲線會斷裂、10 kV/5 cm 之參數在 strain 143 % 左右時絲線會斷裂。

由圖 5.12 (c) 可知，12 kV/3 cm 之參數在 strain 321 % 左右時絲線會斷裂、12 kV/4 cm 之參數在 strain 280 % 左右時絲線會斷裂、12 kV/5 cm 之參數在 strain 232 % 左右時絲線會斷裂、15 kV/5 cm 之參數在 strain 264 % 左右時絲線會斷裂。發現以上三類皆有一共通性，當施加電場固定時，針尖與滾筒收集器的距離越近時，其可拉伸的形變就越大，會使絲線較不易斷裂；相反地，針尖與滾筒收集器的距離越遠時，其可拉伸的形變就越小，會使絲線越早開始斷裂。

為了得知吞嚥時喉部的形變量，故在喉頭區域用奇異筆塗上三個約 10mm\*3mm 的長方形測試圖案，如圖 5.13 所示，吞嚥定量 5ml 的水多次並觀察喉部外皮膚形變情形，定點拍攝影像並使用 python 做影像後處理。先將三個測試圖

案各別裁切，設定 HSV (Hue, Saturation, Value；意旨色相、飽和度即明度) 域值將背景的部分移除，僅剩下黑色的圖案並做二值化(Binarization)，再來對二值化後的影像作邊緣偵測(Edge detection)，並框出最接近此邊緣輪廓的長方形，以影片中的第一幀作為起始值，利用長與寬的形變取出最大形變值，觀察出在一次正常的吞嚥時皮膚表面的形變量約在 20%左右，因此可得知吞嚥行為是屬於小形變的運動情形。



圖 5.13 喉部影像處理測試圖案

本實驗量測吞嚥時喉部運動對 PFS 造成的壓電訊號，吞嚥行為是一小形變運動，若要判斷絲線抗拉程度是否符合本實驗需求必須觀察絲線在小形變拉伸下之線性度，故將形變量局部放大至 0~40%，觀察絲線的線性度，如圖 5.14 所示。

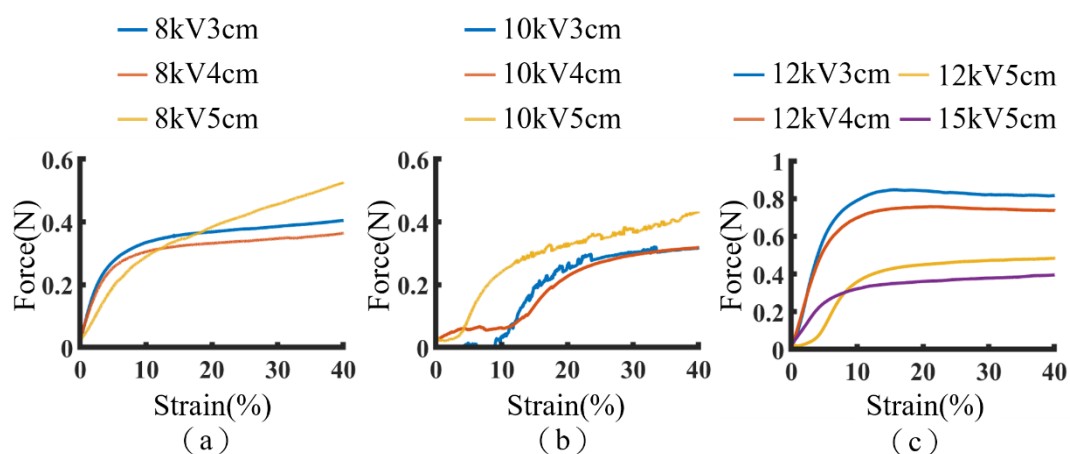


圖 5.14 絲線在 40 % Strain 以下之拉伸

(a) 8 kV/3 cm、8 kV/4 cm 及 8 kV/5 cm 之比較

(b) 10 kV/3 cm、10 kV/4 cm 及 10 kV/5 cm 之比較

(c) 12 kV/3 cm、12 kV/4 cm、12 kV/5 cm 及 15 kV/5 cm 之比較

由圖 5.14 (a) 可觀察到，8 kV/3 cm 之參數在 strain 5.3 % 以前呈線性、8 kV/4 cm 之參數在 strain 4.1 % 以前呈線性、8 kV/5 cm 之參數在 strain 5.1 % 以前呈線性，故具有最佳線性度表現的為 8 kV/5 cm 之絲線。但因為前一小節提到，施加 8 kV 之電場為其突破液體表面張力之臨界值，故所紡出來的絲線形貌會有不連續性，故不選擇此類參數與其他類做比較。

由圖 5.14 (b) 可觀察到，10 kV/3 cm 之參數在 strain 1.2 % 以前呈線性、10 kV/4 cm 之參數在 strain 3.9 % 以前呈線性、8 kV/5 cm 之參數在 strain 10 % 以前呈線性。其線性度表現以 10 kV/5 cm 最佳，但發現當其 strain 到達約 15% 時，應變與施力圖有抖動的現象，經觀察，此種現象為部分絲線束開始斷裂造成的結果，絲線若部分斷裂會影響量測之穩定性，故不選擇此參數。故本類選擇線性度次好的參數 10 kV/4 cm 之絲線與其他類做比較。

由圖 5.14 (c) 可觀察到，12 kV/3 cm 之參數在 strain 4.9 % 以前呈線性、12 kV/4 cm 之參數在 strain 5.32 % 以前呈線性、12 kV/5 cm 之參數在 strain 3.83 % 以前呈線性、15 kV/5 cm 之參數在 strain 5.77 % 以前呈線性。發現可換算成 3 kV/cm 之 12 kV/4 cm 及 15 kV/5 cm 兩組參數皆具有較良好的線性度，故本類選擇此兩組參數與其他類做比較。

由上述可知，10 組參數最終挑選 3 組較具有線性拉伸的參數再做最後的比較，如圖 5.15 圖 5.16 所示。

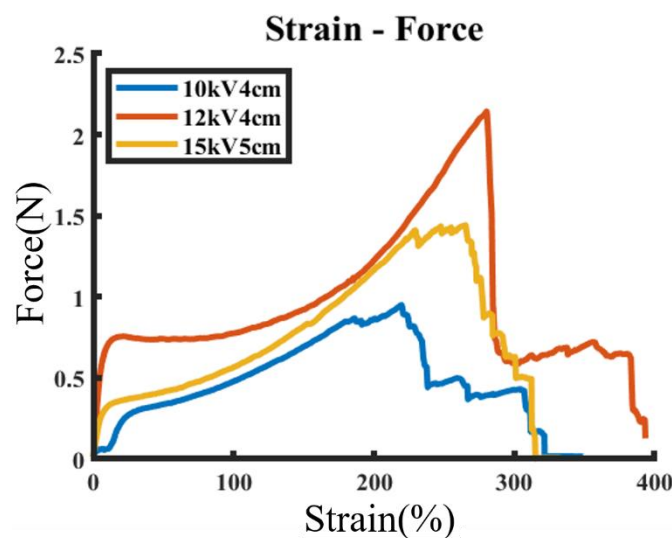


圖 5.15 各類線性度最佳參數拉伸至斷裂

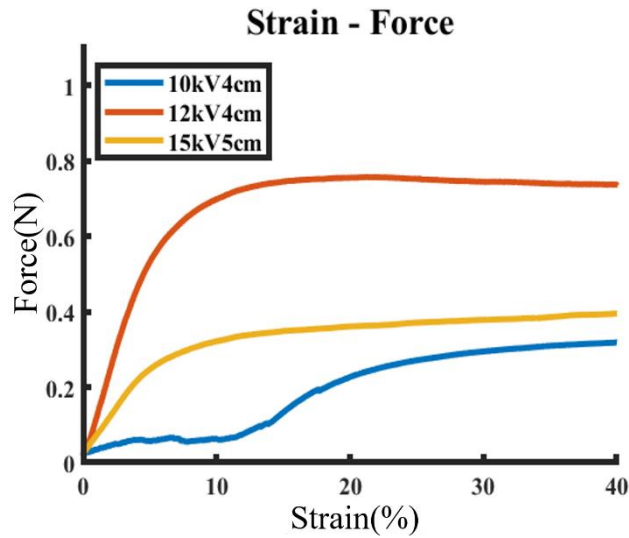


圖 5.16 各類線性度最佳參數拉伸至 40 %

由圖 5.15 可觀察到，三組參數中 12 kV/4 cm 之絲線具有最佳抗拉性質，在拉伸至 strain 280 % 時絲線才開始要斷裂。且由圖 5.16 可觀察到，三組參數中 12 kV/4 cm 之絲線具有最佳線性度。綜合以上即代表 12 kV/4 cm 之絲線是具有最佳靈敏度的製程。

最終選擇絲線的電紡參數是依據 SEM 觀察絲線排列性及抗拉測試觀測絲線的線性度來決定。而兩者的結果發現，12 kV/4 cm 具有最佳的排列性、線性度即具有高的靈敏度之絲線特性，故本實驗以此參數紡出來的壓電薄膜當作本實驗之感測元件。



## 5.2 P(VDF-TrFE)壓電纖維薄膜製程的選用

### 5.2.1 壓電纖維薄膜之電極選用

本實驗的壓電薄膜需在電紡完後將上下兩面鍍上電極才完成感測器的製作。而電極的選擇種類繁多，以下說明本實驗選用的五種未成功以及最終選用的鍍電極方法。

第一種方法，選用的電極為 PEDOT:PSS 軟性電極。將電極利用先前提過的幾種不同的方式將 PEDOT:PSS 塗布在 PET 鍍鋁上，因為 PET 鍍鋁具有疏水性，故無法使電極均勻分布，如圖 5.17(a)所示，待電紡結束後取下薄膜後，如圖 5.17(c)所示，需塗佈一層上電極在薄膜上方，因 PEDOT:PSS 是水性的，故在薄膜上塗佈時會使絲線向內聚集捲在一起，如圖 5.17(d)所示，故此方法不適用。

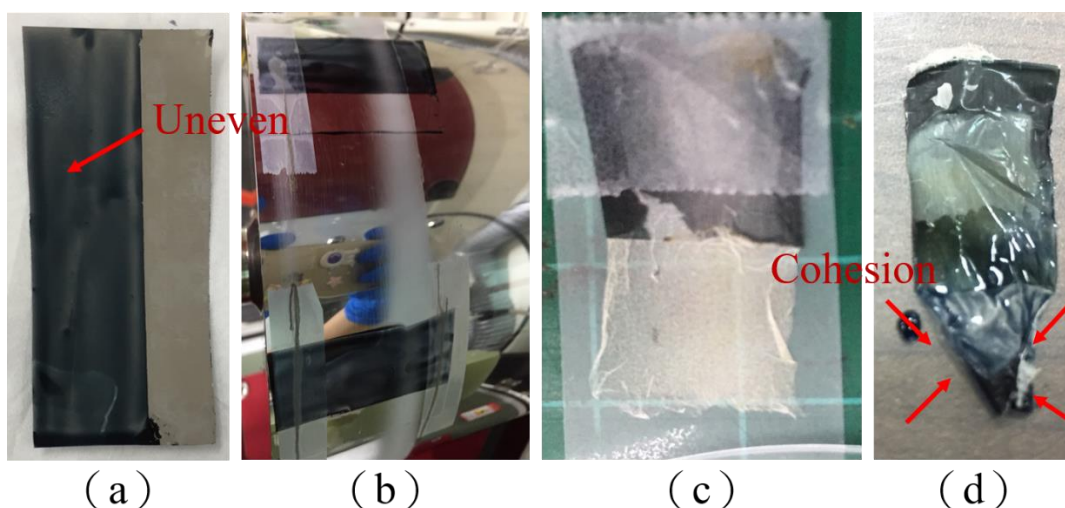


圖 5.17 PEDOT:PSS 軟性電極實驗過程 (a) 電極塗佈於 PET 鍍鋁上  
(b) 電紡時絲線射向 PEDOT:PSS (c) 將薄膜取下 (d) 因水溶液使薄膜內聚

第二、三、四種方法，選用的鍍電極方法皆為先將 RTV 矽橡膠鍍上一層電極，再將鍍上 RTV 矽橡膠電極之基材拿去做電紡製程收集壓電薄膜，把壓電薄膜紡在該基材上，最後在絲線薄膜上鍍一層上電極。此三種方法鍍的電極皆相異。第一，利用 Sputter 濺鍍銀；第二，利用 E-beam 蒸鍍鋁；第三，在 RTV 矽橡膠未乾前鋪上一層鋁鉑紙，待溶液乾後，鋁鉑紙將會貼附於 RTV 矽橡膠上使其當作電極，如圖 5.18(a)~(c)所示。Sputter 與 E-beam 遇到的問題皆是在鍍電極時，材料的表面可能有孔洞及空隙的存在，如圖 5.18(d)所示，因感測器在量測時，會

遇到拉伸或擠壓等問題，因此會使孔洞及空隙變大，使其造成電極的破裂或碎裂，如圖 5.18 (e) 所示，將無法形成一個完整的電極，圖中為顯微鏡照射下電極破裂的情況，而鋁箔紙因為其太薄且柔軟故也容易在拉伸會擠壓時造成材料的破損，故第二、三、四種材料皆會因為容易使電極破裂使其壓電訊號不明顯，故皆不做選用。

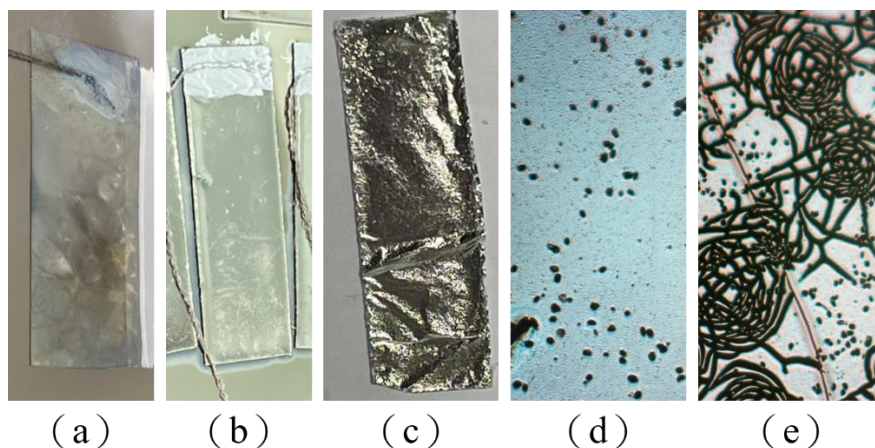


圖 5.18 RTV 矽橡膠鍍電極方法及其破裂形情況 (a) Sputter 濺鍍銀電極  
(b) E - beam 蒸鍍鋁電極 (c) 鋁箔紙當期電極  
(d) 顯微鏡拍攝拉伸前表面情況 (e) 顯微鏡拍攝拉伸後表面情況

第五種方法，先將壓電薄膜紡在 PET 鍍鋁上，接著在塗上一層 RTV 矽橡膠，最後在 RTV 矽橡膠上塗上銀膠完成下電極，如圖 5.19 (a) 所示，再將 PET 鍍鋁泡氯化鐵使鋁被腐蝕方能將薄膜與 PET 分離，分離後在薄膜上鋪上一層 RTV 矽橡膠，最後再塗上一層銀膠當作上電極，最後在兩面最外層再塗上一層 RTV 矽橡膠為使增加其機械性質，如圖 5.19 (b) 所示。因為銀膠可能穿透薄膜使上下電極導通，故無法直接塗在壓電薄膜上，需先塗一層 RTV 矽橡膠再塗上銀膠，因此就算 RTV 矽橡膠用最薄的線棒塗佈使其成形僅有 6.5 mm 厚，因極距離相隔 2 片 6.5 mm 厚之 RTV 矽橡膠及薄膜厚度，因電極距離太遠造成電容值太小的情形，最後不採用此電極方法。

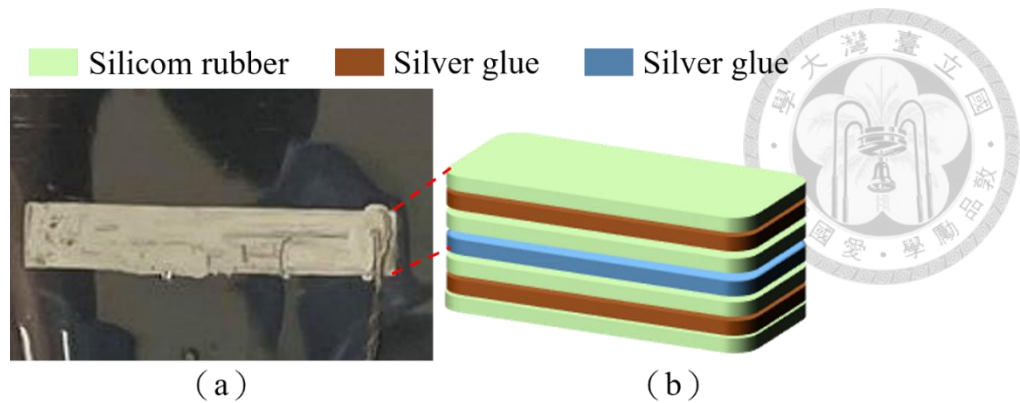


圖 5.19 (a) 壓電薄膜塗一層 RTV 矽橡膠再塗一層銀膠 (b) 銀膠作電極示意圖

最後一種方法，即為本實驗最後選用的鍍電極方式。先將電紡過後的壓電薄膜整片取下，如圖 5.20 (a) 所示，取下薄膜後將薄膜上下兩面 Sputter 濺鍍銀，如圖 5.20 (b) 所示，因上述實驗發現濺鍍銀電極之表面會有許多空隙及孔洞使電極易破裂，因此本實驗在鍍銀後再噴上一層石墨烯使其填滿孔洞，如圖 5.20 (c) 所示，使薄膜受拉伸或擠壓較不會造成電極的破裂。經測量發現，此電極不會因拉伸或擠壓造成電阻值及電容值的巨大的改變，而電容也具有相當穩定的值，約在 70 ~80 pF，可得知此電極的完整性，且完成的感測器具有良好的壓電性，適合量測吞嚥時喉部運動之情形，故本研究的電極最終選用此種方式來進行。

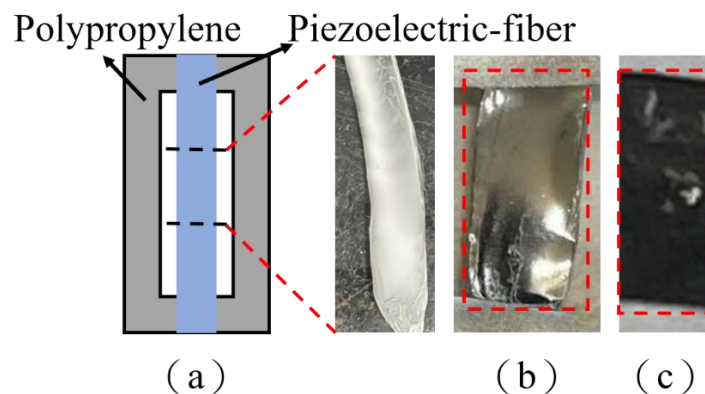


圖 5.20 (a) 壓電薄膜成品 (b) 鍍銀之壓電薄膜 (c) 再噴石墨烯之壓電薄膜

### 5.2.2 壓電纖維薄膜與矽橡膠接合

鍍完電極之壓電纖維薄膜將其以導線接出再連接 BNC 線，最後壓電薄膜的外層再以矽橡膠 RTV 矽橡膠接合，因 RTV 矽橡膠具有彈性，故可以提高絲線薄膜的機械性質，且加上了 RTV 矽橡膠可同時保護壓電薄膜的電極不被超音波傳導膠導通，加完 RTV 矽橡膠矽橡膠後即完成壓電纖維感測器之開發，如圖 5.21 所示。

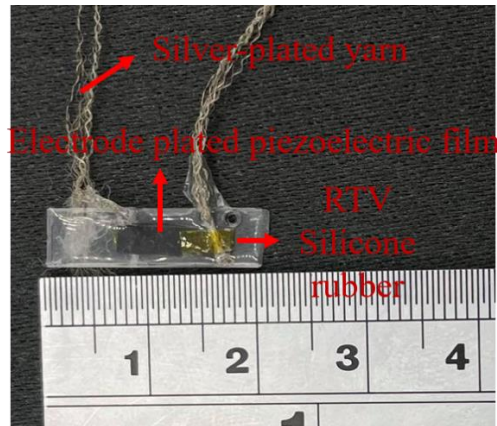


圖 5.21 壓電纖維感測器完成品

### 5.3 P(VDF-TrFE)壓電纖維感測器性質量測

#### 5.3.1 壓電纖維薄膜感測器重複性及耐久性測試

為了測試壓電纖維感測器之重複性及耐久性，將感測器放置在 4.2.3 所介紹的四點彎曲架設平台上，使用振盪器給予頻率 1 Hz 之弦波，而振幅控制在 1.5 mm，以振動 PFS 觀察長時間下經由振盪器振動所輸出的訊號是否具有重複性及耐久性，而圖 5.22 至圖 5.24 為每 30 分鐘觀察並記錄，連續量測 8 小時，觀察 PFS 之輸出訊號，並由此判斷經由振盪多久後感測器會輸出穩定的訊號。

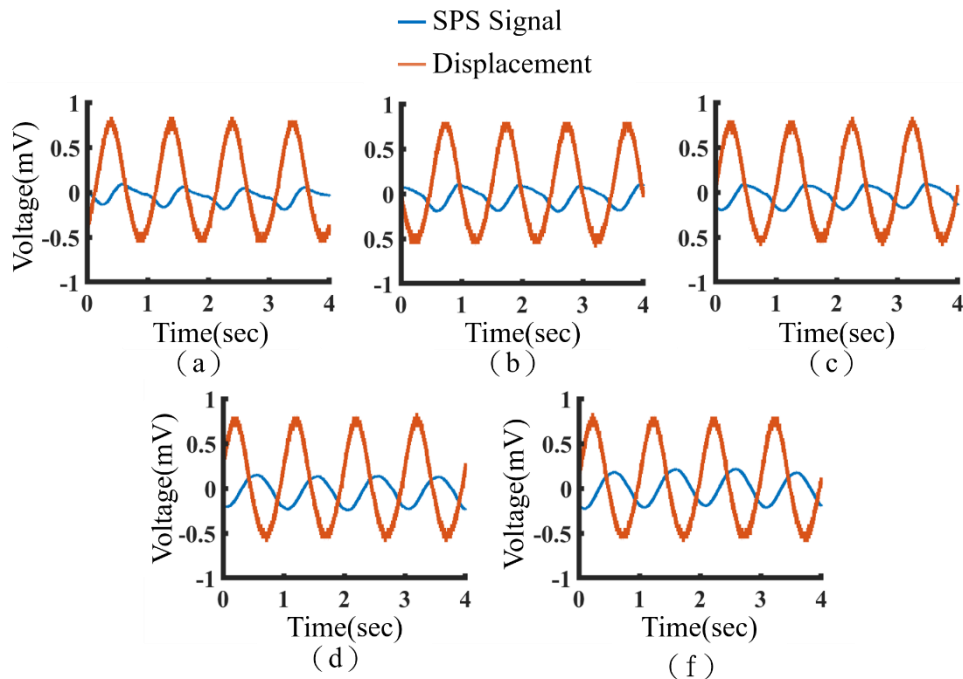


圖 5.22 長時間觀察 PFS 輸出訊號與振盪器振動之訊號

(a) 0 hr (b) 0.5 hr (c) 1 hr (d) 1.5 hr (e) 2 hr

由圖 5.22 (a) ~ (c) 可得知，PFS 在前一小時的振動過程中，觀測其產生的壓電訊號不是特別穩定，沒有完整的 sine 波出現，表示此階段壓電薄膜內部絲線正在重新排列。

由圖 5.22 (d) ~ (f) 可得知，PFS 振盪 1 小時後所產生的訊號有較完整的 sine 波出現，可說明絲線排列逐漸穩定。

觀察 PFS 峰對峰值之關係，發現在 0 hr 時其峰對峰值為 304 mV，到了 2 hr 其峰對峰值增加到 414 mV，故可藉振盪將絲線排列使產生更好的壓電效果。

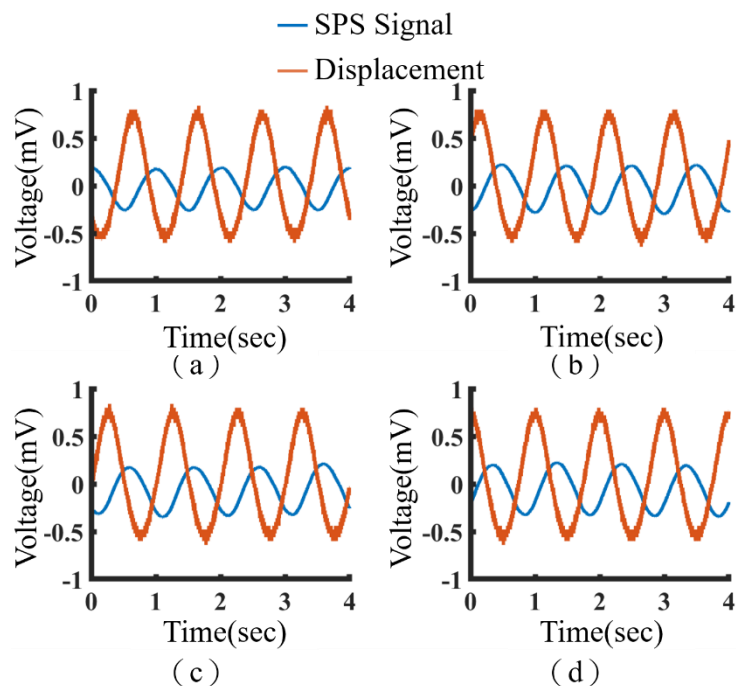


圖 5.23 長時間觀察 PFS 輸出訊號與振盪器振動之訊號  
(a) 2.5 hr (b) 3 hr (c) 3.5 hr (d) 4 hr

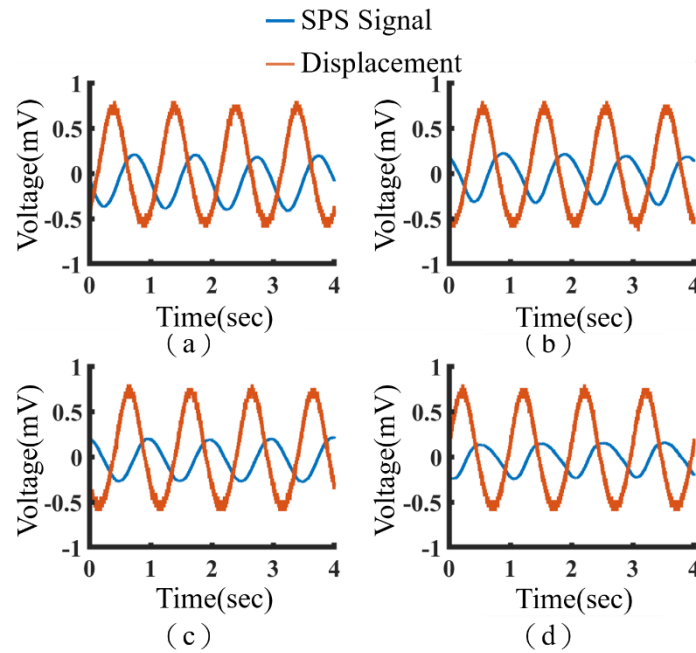
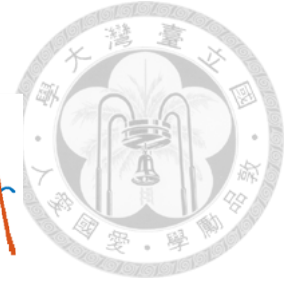


圖 5.24 長時間觀察 PFS 輸出訊號與振盪器振動之訊號  
(a) 5 hr (b) 6 hr (c) 7 hr (d) 8 hr

由圖 5.23 圖 5.24 可得知，PFS 振盪 2.5 小時至 8 小時所產生的訊號也皆有完整的 sine 波出現，可說明絲線排列逐漸穩定。

觀察 PFS 峰對峰值之關係，發現在經過 6 hr 振盪後後，其峰對峰值從 304 mV 增加至 682 mV，超過 6 小時後，其峰對峰值開始下降，是部分絲線開始斷裂所產生的情形，如圖 5.25 所示，故可藉振盪將絲線排列使產生更好的壓電效果。在振盪 8 小時後即為振動 43200 次，依舊保有良好的穩定性，故可得知此感測器也具有良好之耐久性，而本實驗量測是觀察壓電訊號的趨勢的變化，與峰對峰值訊號大小較無相關。

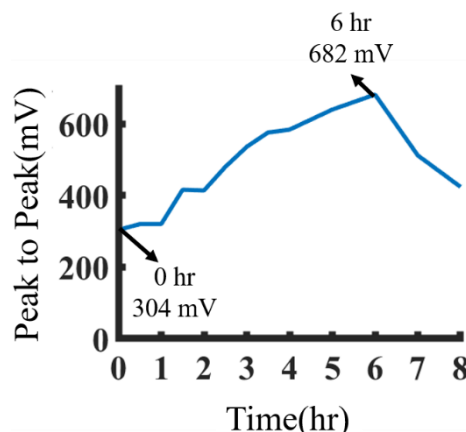


圖 5.25 峰對峰值隨振盪時間之變化圖

由圖 5.26 至圖 5.28 可觀察出，壓電薄膜經由連續振動 6 小時，其會使線性度表現更好，而在 6 小時之後，因部分絲線斷裂會破壞其線性度的表現。

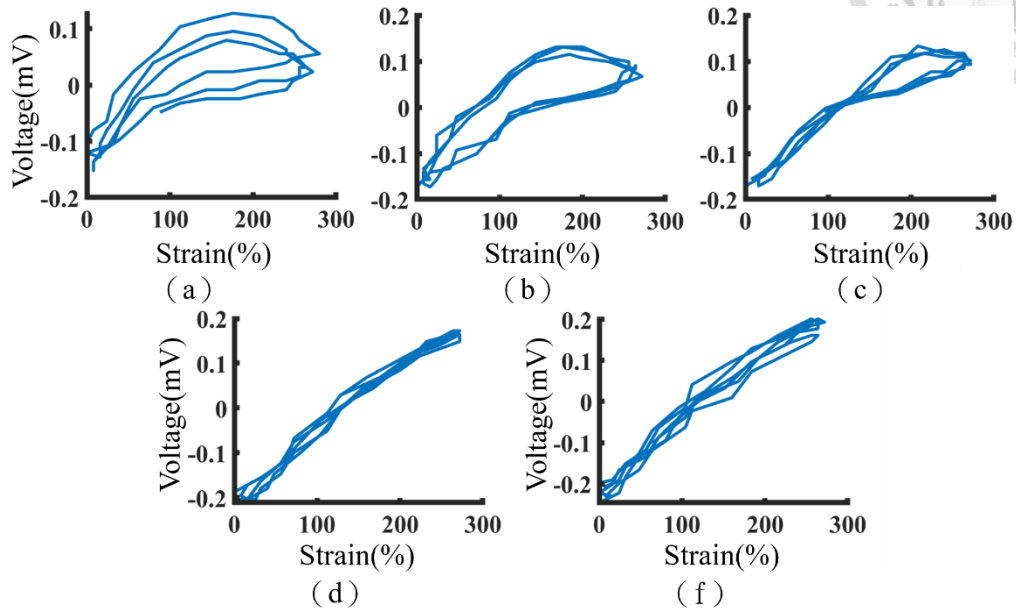


圖 5.26 應變與訊號 cycle 作圖 (a) 未拉伸之線性度 (b) 拉伸 0.5 小時之線性度 (c) 拉伸 1 小時之線性度 (d) 拉伸 1.5 小時之線性度 (e) 拉伸 2 小時之線性度

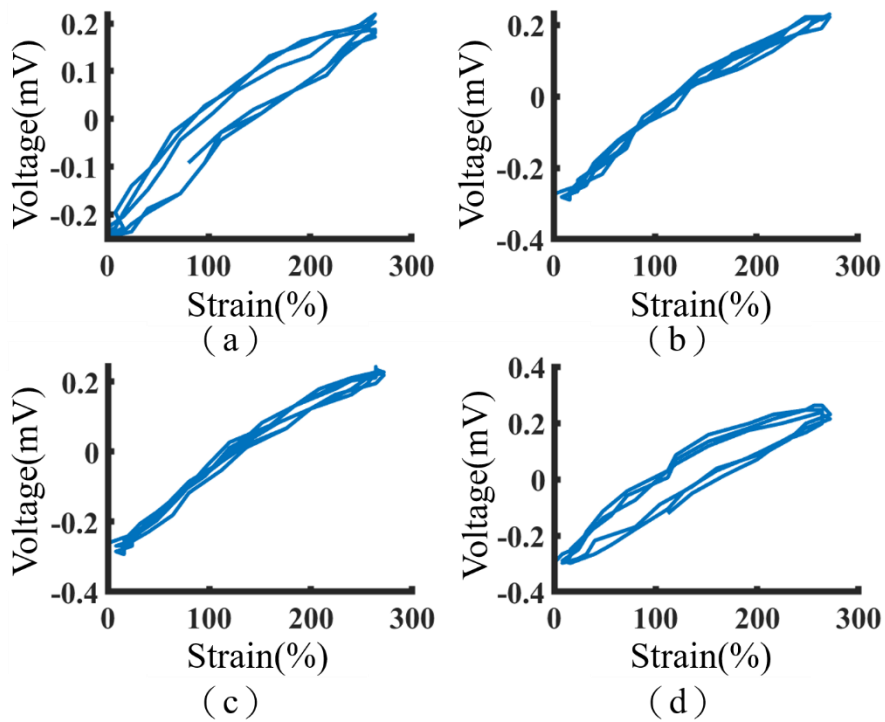


圖 5.27 應變與訊號 cycle 作圖 (a) 拉伸 2.5 小時之線性度 (b) 拉伸 3 小時之線性度 (c) 拉伸 3.5 小時之線性度 (d) 拉伸 4 小時之線性度

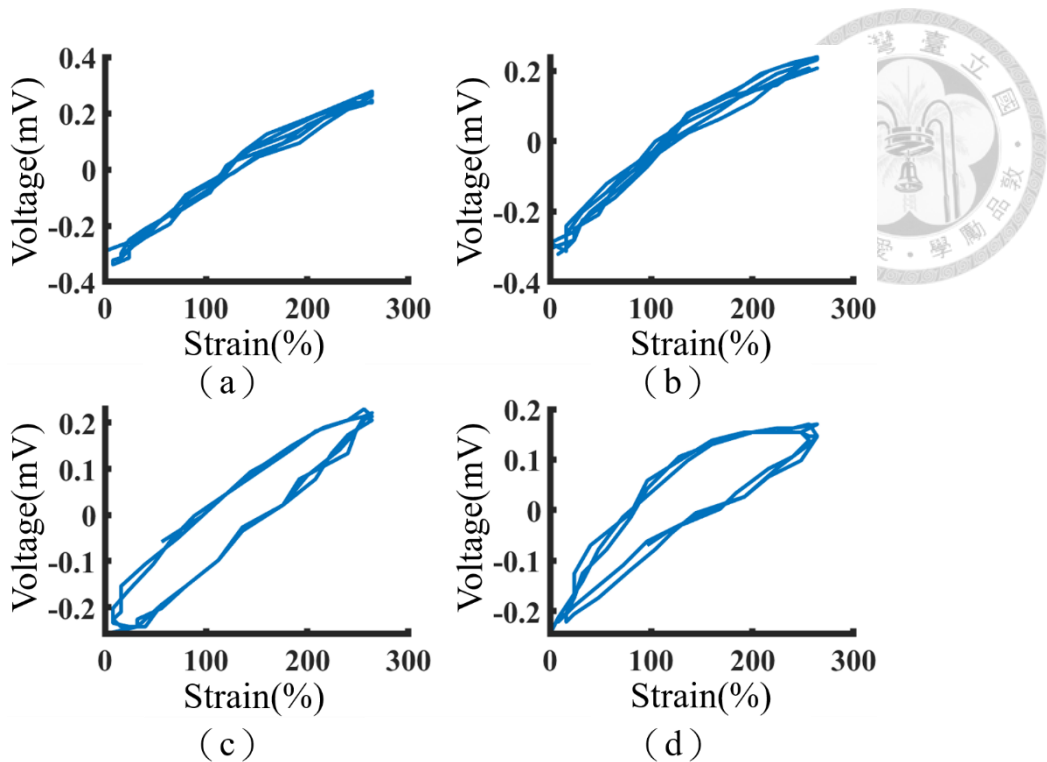


圖 5.28 應變與訊號 cycle 作圖 (a) 拉伸 5 小時之線性度

(b) 拉伸 6 小時之線性度 (c) 拉伸 7 小時之線性度 (d) 拉伸 8 小時之線性度

### 5.3.2 壓電纖維薄膜感測器在超音波照射下之成像

本研究使用壓電纖維薄膜感測器 (PFS) 量測吞嚥時舌骨與甲狀軟骨的移動對皮膚表面造成起伏並使感測器形變使其產生訊號。首先將 PFS 貼甲狀軟骨在吞嚥時的移動狀況，並分析舌骨與甲狀軟附於需量測的位置，在利用超音波觀測吞嚥時皮膚表面的起伏和舌骨與骨的移動與 PFS 所產生訊號之間的關聯性。圖 5.29 為貼附 PFS 後照射之超音波影像圖，可以發現自製的 PFS 不會因為電極或是矽橡膠阻礙超音波傳導，影像仍可清楚判斷各個骨頭之位置。



圖 5.29 貼附 PFS 照射超音波影像圖



## 5.4 P(VDF-TrFE) 壓電纖維感測器應用於吞嚥量測

### 5.4.1 壓電纖維感測器貼附位置

本實驗是為了要量測在吞嚥過程中舌骨與甲狀軟骨是否抬升至一定的高度，研究顯示，正常人吞嚥時，舌骨將會抬升約略 1 cm 左右，甲狀軟骨則會抬升約略 1.5 cm 左右。可藉由觀察舌骨與甲狀軟骨的抬升幅度判別，若未抬升至上述所提到的高度，即為喉部抬升不完整，導致舌咽密封不完全的情況，造成食團可能掉進呼吸道，因此有吞嚥障礙的症狀產生。本實驗為了判斷正常人吞嚥時舌骨 (Hyoid) 是否抬升 1 cm 以及甲狀軟骨 (Thyroid Cartilage) 是否抬升 1.5 cm，故將 PFS 貼附在喉部皮膚表面外的四個位置，分別為：舌骨上緣、舌骨上緣上方 1 cm、甲狀軟骨上緣及甲狀軟骨上緣上方 1.5 cm，如圖 5.30 及圖 5.31 所示。

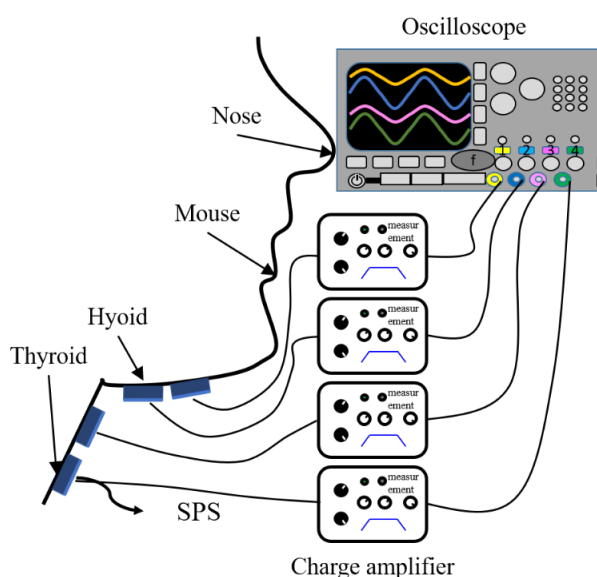


圖 5.30 PFS 貼附位置及實驗架設示意圖

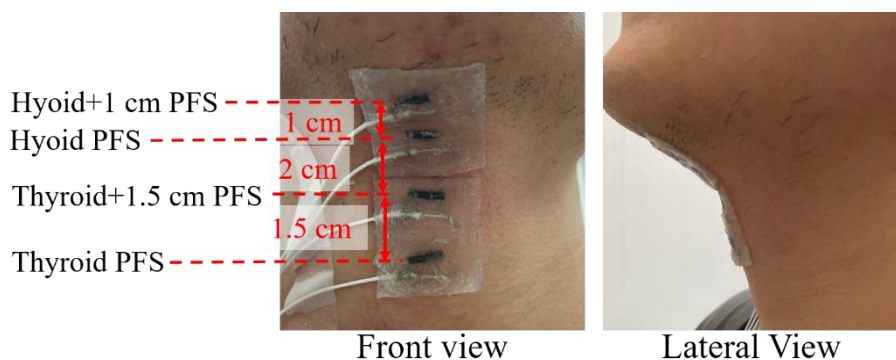


圖 5.31 PFS 實際貼附喉部舌骨及甲狀軟骨之情形

#### 5.4.2 吞嚥時壓電纖維感測器量測結果與超音波觀測下實際之運動情形

本實驗為了想證實 PFS 可以即時的量測吞嚥時舌骨與甲狀軟骨的運動，故同時量測吞嚥時喉部外皮膚表面的形變對 PFS 造成的壓電訊號與超音波的即時影像。

首先介紹本實驗分析超音波影像的方法。一次正常吞嚥中，舌骨與甲狀軟骨從開始移動至回到其初始位置所需花費的時間約 2 到 2.5 秒左右，故先擷取 2.5 秒吞嚥時舌骨與甲狀軟骨有在移動的影片，為了要分析皮膚表面與骨頭位移隨時間之移動情形，以每 0.05 秒擷取一張圖片，總共會擷取 50 張圖片，圖 5.32 是以 0.45 秒影片，以每 0.05 秒擷取 1 張照片，總共擷取 10 張超音波照為例。

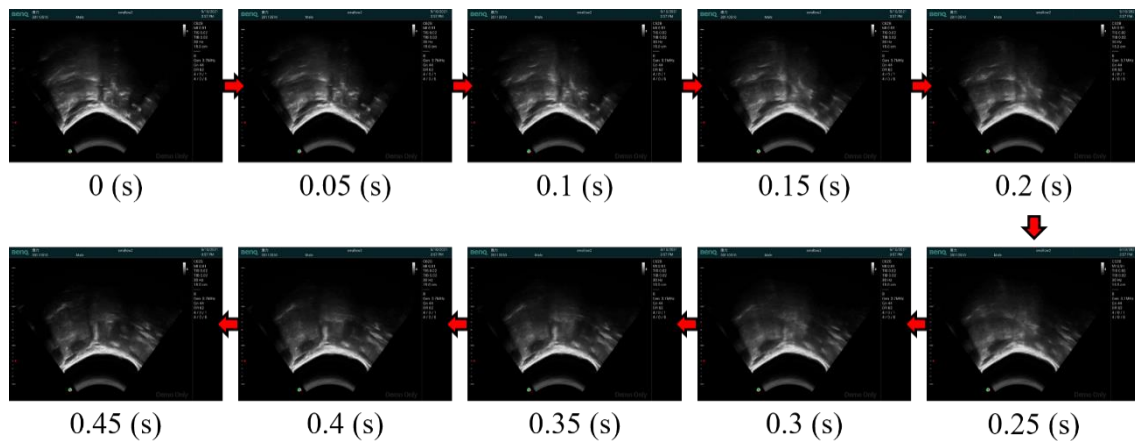


圖 5.32 超音波影片轉換圖片

由上述超音波影片轉換圖片方法，再記錄每張照片（即每 0.05 秒）皮膚表面與骨頭的位置。首先找出貼附四片 PFS 的位置外之皮膚表面，將其表面旋轉至水平位置，接著再畫一條垂線與皮膚表面呈垂直，如圖 5.33 分析所示。

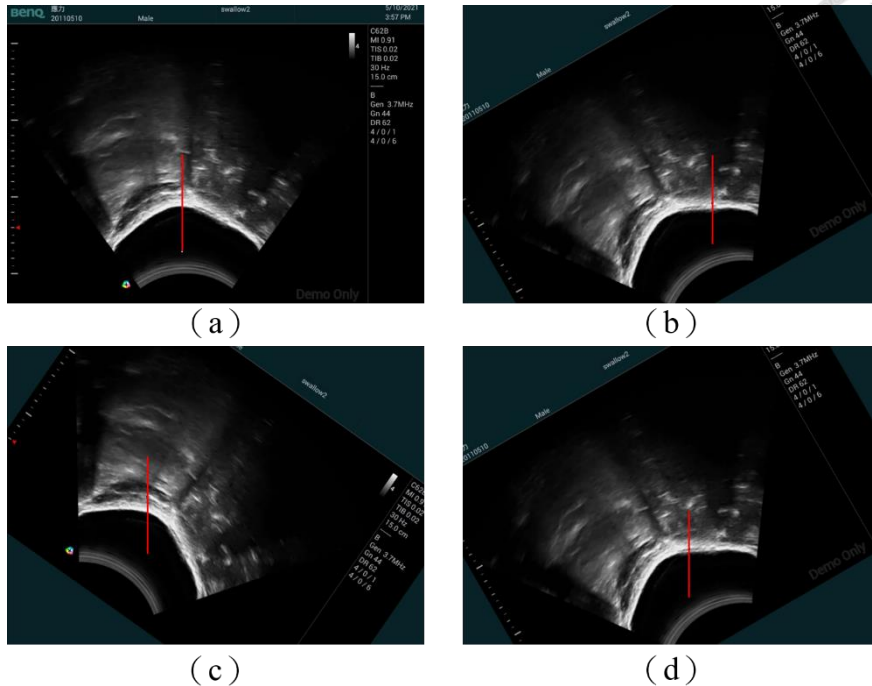


圖 5.33 超音波影像判別影像灰階值之處理方式

(a) 舌骨上緣皮膚表面畫一垂線 (b) 甲狀軟骨上緣皮膚表面畫一垂線

(c) 舌骨上緣上方 1 cm 皮膚表面畫一垂線

(d) 甲狀軟骨上緣上方 1.5 cm 皮膚表面畫一垂線

圖 5.33 內所示，圖內畫紅線的部分是為了要判斷膚表面之移動情形，本實驗利用 Image J 計算出紅線上對應到超音波影像各點之位置 (pixels) 與其灰階值 (gray value)。而影像的圖越往下其 pixels 值會遞增，故由此圖可判斷可判斷，在 pixels 值小時，其灰階值較大 (顏色較亮)，在 pixels 值大時，其灰階值較小 (顏色較暗)，如圖 5.34 (a) 所示。將位置即灰階值作圖，如圖 5.34 (b) 所示，圖中紅點與藍點部分是灰階值低於 10 的點，此點可以評斷為皮膚表面與水袋交接處之位置，紅點部分為皮膚表面外移的部分，藍點部分為皮膚表面內縮之部分，故順利將皮膚表面之位置 (pixels) 找出。將 50 張照片，每張照片皆以同樣的方式分析，即可以找出 50 個時間與位置點，並可畫出 2.5 秒內皮膚位置 (pixels) 與時間的變化，如圖 5.35 所示。

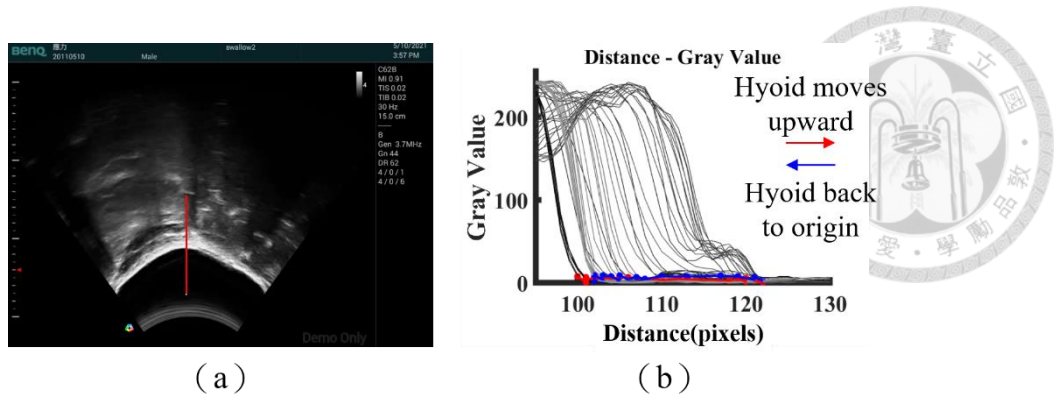


圖 5.34 影像轉換成位置與灰階圖 (a) 超音波影像 (b) 位置與灰階值作圖

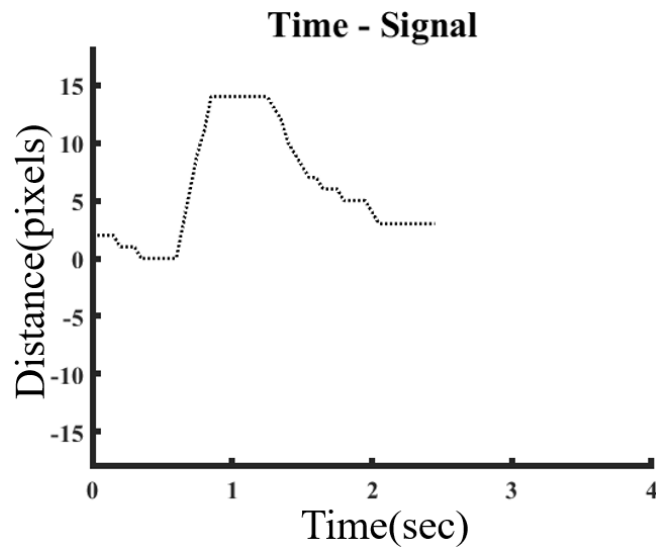


圖 5.35 吞嚥時，時間與皮膚表面位置圖

本實驗採吞嚥 5 ml 水重複三次實驗，使其能證實 PFS 之穩定性及重複性。觀測在吞嚥時皮膚的起伏對 PFS 造成之壓電訊號，再將此訊號與上述分析出來的時間與皮膚表面位置圖(以下為了方便介紹，將此作圖曲線以 US (ultrasound) 表示)合併並作比較，如圖 5.36 至圖 5.38 所示。圖上的 Hyoid 是 PFS 貼附於舌骨上緣的位置、Hyoid+1 cm 是 PFS 貼附於舌骨上緣上方 1 cm 的位置、Thyroid 是 PFS 貼附於甲狀軟骨上緣的位置及 Thyroid+1.5 cm 是 PFS 貼附於甲狀軟骨上緣上方 1.5 cm 的位置。

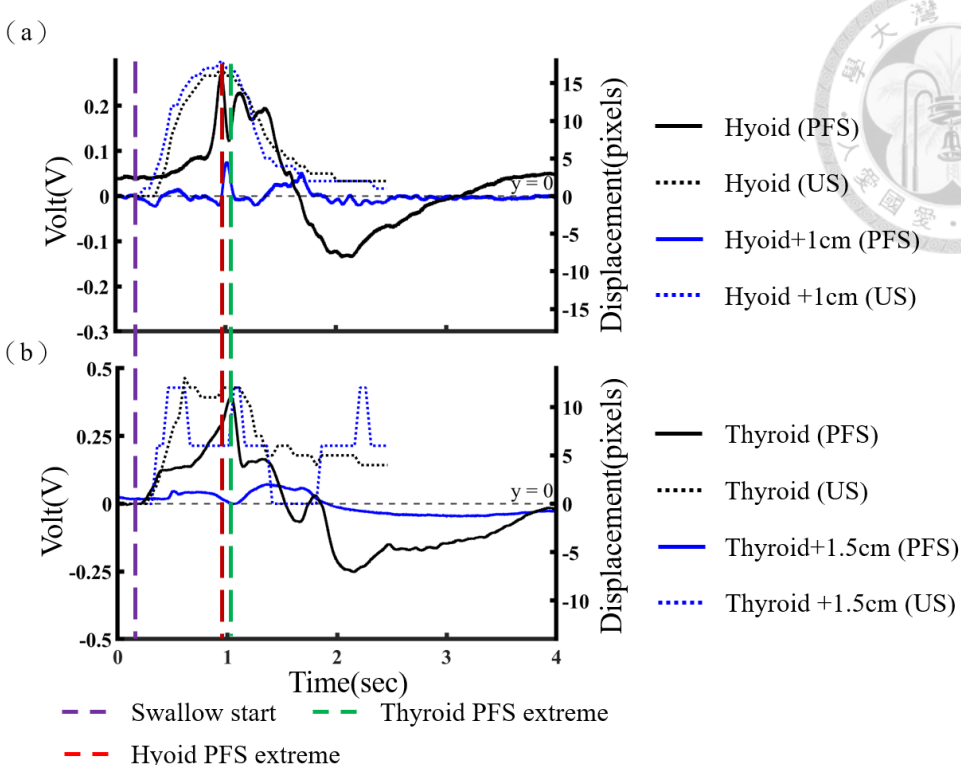


圖 5.36 吞嚥 5 ml 水實驗一

(a) 舌骨 PFS 與 US 之訊號 (b) 甲狀軟骨 PFS 與 US 之訊號

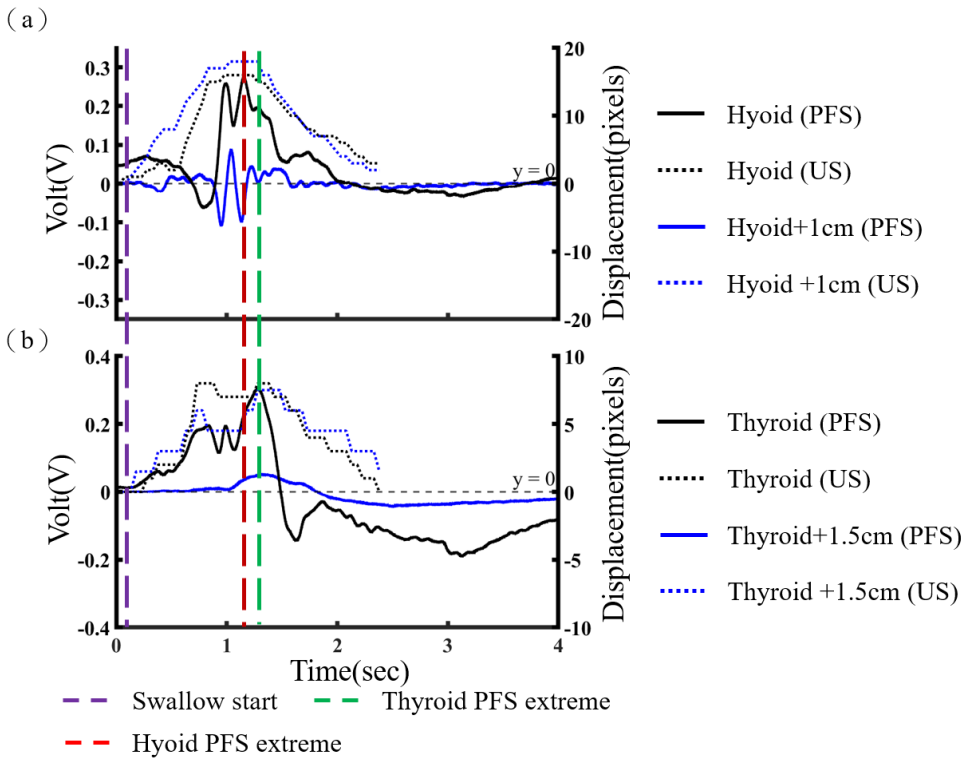


圖 5.37 吞嚥 5 ml 水實驗二

(a) 舌骨 PFS 與 US 之訊號 (b) 甲狀軟骨 PFS 與 US 之訊號

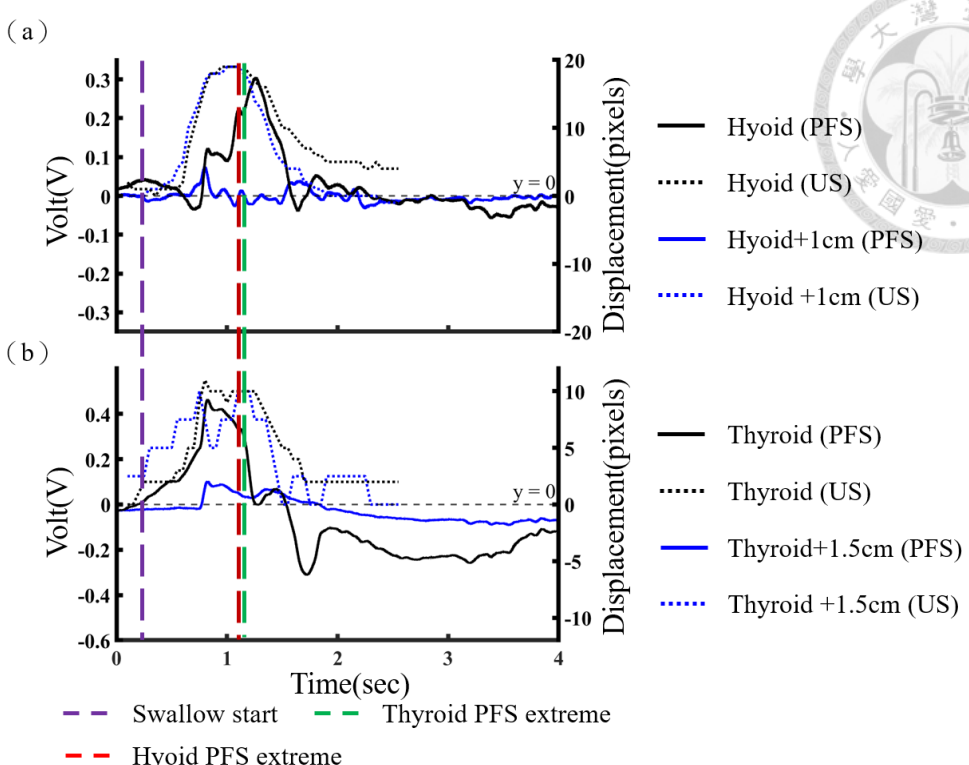


圖 5.38 吞嚥 5 ml 水實驗三

(a) 舌骨 PFS 與 US 之訊號 (b) 甲狀軟骨 PFS 與 US 之訊號

本實驗每次量測會有 8 組訊號同時產生，如圖 5.36 至圖 5.38 皆有八條曲線所示，將其分成舌骨四條訊號（如圖 (a) 所示）與甲狀軟骨四條訊號（如圖 (b) 所示）分開做圖並同時比較。因 PFS 的量測由示波器觀察，US 量測則以超音波影像來監測，若要同時比較此兩個訊號，首先必須先將兩訊號的時間對齊。本實驗的方法是將 Hyoid+1 cm (US) 正要位移的時間點與 Hyoid+1 cm (PFS) 訊號準備做動的時間點對齊，故可將此八條 PFS 訊號線與 US 位移線對齊時間，如圖 5.36 至圖 5.38 紫色虛線所示。

以圖 5.36 為例，可以觀察到 Hyoid (PFS) 在 0.96 秒時先有一極值出現，爾後在 1.02 秒時 Hyoid+1 cm (PFS) 才有極值出現，因此可以藉此判斷，當舌骨從原本為至移動至上方 1 cm 時所需的時間約為 0.06 秒左右，而圖 5.37 及圖 5.38 也同樣可以觀察到此趨勢，藉此能說明舌骨上的兩片 PFS 可以判斷舌骨是否有確實抬升至 1 cm 及抬升至 1 cm 所需花費之時間。以圖 5.36 (b) 為例，可以觀察到 Thyroid (PFS) 在 1.03 秒時先有一極值出現，爾後在 1.31 秒時 Thyroid +1.5 cm (PFS) 才有極值出現，因此可以藉此判斷，當舌骨從原本為至移動至上方 1.5 cm

時所需的時間約為 0.28 秒左右，而圖 5.37 及圖 5.38 也同樣可以觀察到此趨勢，藉此能說明甲狀軟骨上的兩片 PFS 可以判斷甲狀軟骨是否有確實抬升至 1.5cm 及抬升至 1.5 cm 所需花費之時間。

由圖 5.36 與圖 5.37 發現 Hyoid (PFS) 極值出現的時間點在 Hyoid (US) 極值時間點區間內，而 Thyroid 量測亦有此結果，而圖 5.38 Hyoid (PFS) 極值是出現在 Hyoid (US) 極值時間點區間外，故判斷此點為吞嚥後所晃到的訊號，因此尾前找到另一個區間及值，此點順利落在 Hyoid (US) 極值時間點區間內，判定此及值訊號為將 PFS 拉伸最緊繃之訊號。故由此三次實驗可以證實，當皮膚表面移動距離最遠時，PFS 訊號會產生一極大值。也發現 Hyoid (PFS) 極值出現的時間點在 Hyoid +1 cm (US) 極值時間點區間內，而 Thyroid 量測亦有此結果，故藉此可以證實，當皮膚表面移動距離最遠時，PFS 訊號會產生一極大值。找出 Hyoid (PFS) 極值時間點，並在此畫一條垂線對照至 Thyroid 量測結果，如圖 5.36 至圖 5.38 紅色虛線部分，並也找出 Thyroid (PFS) 極值時間點，並在此畫一條垂線對照至 Hyoid 量測結果，如圖 5.36 至圖 5.38 綠色虛線部分，發現 Hyoid (PFS) 時間點較早，故可藉此判斷 Hyoid 較早移動到最遠距離。

觀察 2.5 秒內之 50 張照片，並找出 Hyoid 與 Thyroid 移動到最遠的時間點，發現皆落在 Hyoid (US) 極值與 Thyroid (US) 極值內，由此可得知，US 之分析與舌骨及甲狀軟骨的移動情形具有相當大之關聯性。由 50 張照片找出 Hyoid 與 Thyroid 兩骨頭最近時之時間點，發現，當兩骨頭在最接近時，會發生 Hyoid (PFS) 及 Thyroid (PFS) 極值皆出現之後，故發現，當兩骨頭在最接近時，會發生 Hyoid (PFS) 及 Thyroid (PFS) 極值皆出現之後，且利用 US 也可以同時證實，當 Hyoid (US) 正要回復到原位置時即 Hyoid (US) 開始下降，此時剛好 Thyroid (US) 在最遠距離，因此判斷在此時舌骨與甲狀軟骨恰好在距離最近的時刻。

由 PFS 及超音波認證下可得出以下三個結論(1)舌骨上緣與甲狀軟骨上緣之 PFS 量測到的極值時間差，可以推估吞嚥時舌骨抬升 1 cm 與甲狀軟骨抬升 1.5 cm 之時間差；(2)藉由舌骨上緣及舌骨上緣上方 1 cm 之 PFS 量測到的訊號極值時間差，可以推估舌骨在吞嚥時抬升 1 cm 所需花費的時間及是否抬升至一定高度，甲狀軟骨亦使用相同推估方式能順利判別；(3)利用舌骨訊號極值及甲狀軟骨訊號極值可以判別甲狀軟骨與舌骨最接近的時間點。

本實驗將三次實驗的壓電訊號與實際舌骨與甲狀軟骨的位移相對應做圖，而實際骨頭位置是請專業的醫師幫忙找出，如圖 5.39 至圖 5.41 所示。藉此可得知在吞嚥時 PFS 所產生的壓電訊號與實際舌骨與甲狀軟骨位移具有極大關聯性，當骨頭向前向上位移時，會對 PFS 產生拉伸使其感測器被拉稱拉緊，即產生向上之壓電訊號；當骨頭回到原位置時，PFS 會變得不緊繃，使感測器恢復原貌，即產生向下之壓電訊號。

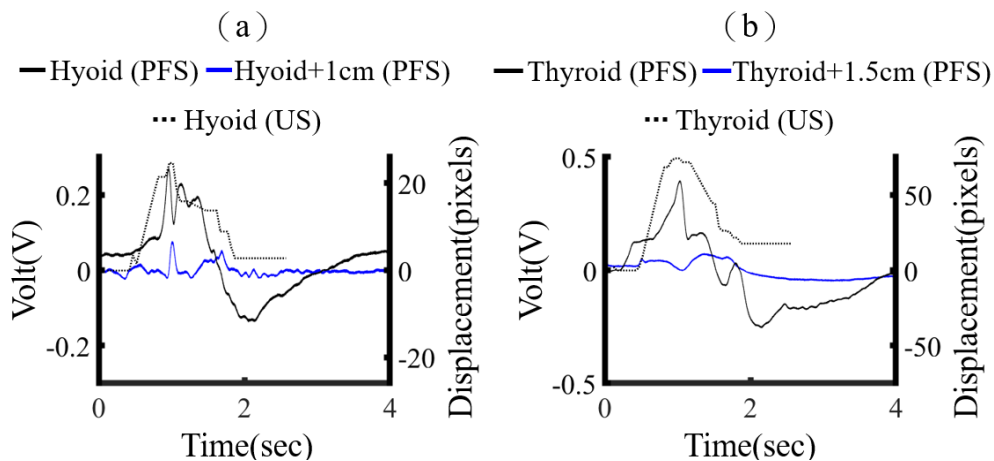


圖 5.39 吞嚥 5 ml 水之壓電訊號與骨頭實際位移實驗一

(a) 舌骨與舌骨上方 1 cm 之壓電訊號與舌骨實際位移作圖

(b) 甲狀軟骨與甲狀軟骨上方 1.5 cm 之壓電訊號與甲狀軟骨實際位移作圖

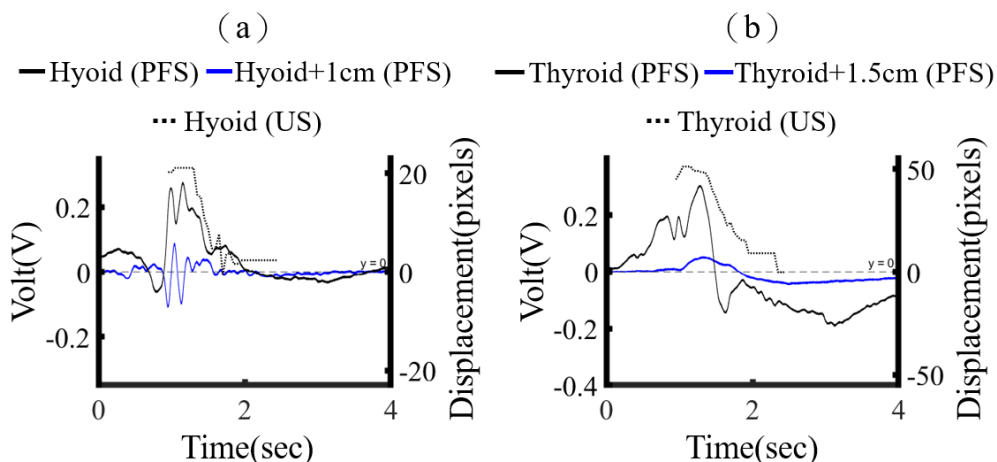


圖 5.40 吞嚥 5 ml 水之壓電訊號與骨頭實際位移實驗二

(a) 舌骨與舌骨上方 1 cm 之壓電訊號與舌骨實際位移作圖

(b) 甲狀軟骨與甲狀軟骨上方 1.5 cm 之壓電訊號與甲狀軟骨實際位移作圖

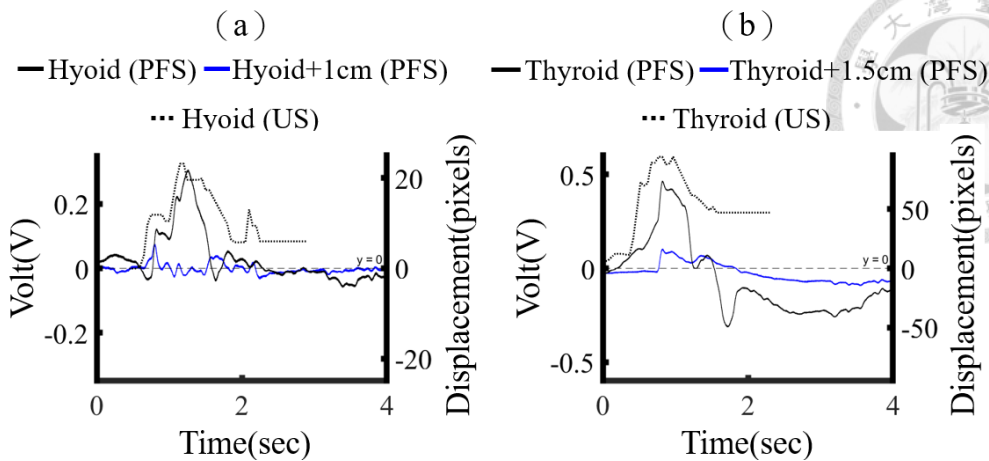


圖 5.41 吞嚥 5 ml 水之壓電訊號與骨頭實際位移實驗三

(a) 舌骨與舌骨上方 1 cm 之壓電訊號與舌骨實際位移作圖

(b) 甲狀軟骨與甲狀軟骨上方 1.5 cm 之壓電訊號與甲狀軟骨實際位移作圖

本實驗也利用直線型探頭觀察舌骨與甲狀軟骨在吞嚥時所產生之 PFS 與 US 之間的關係，如圖 5.42 及圖 5.44 所示。

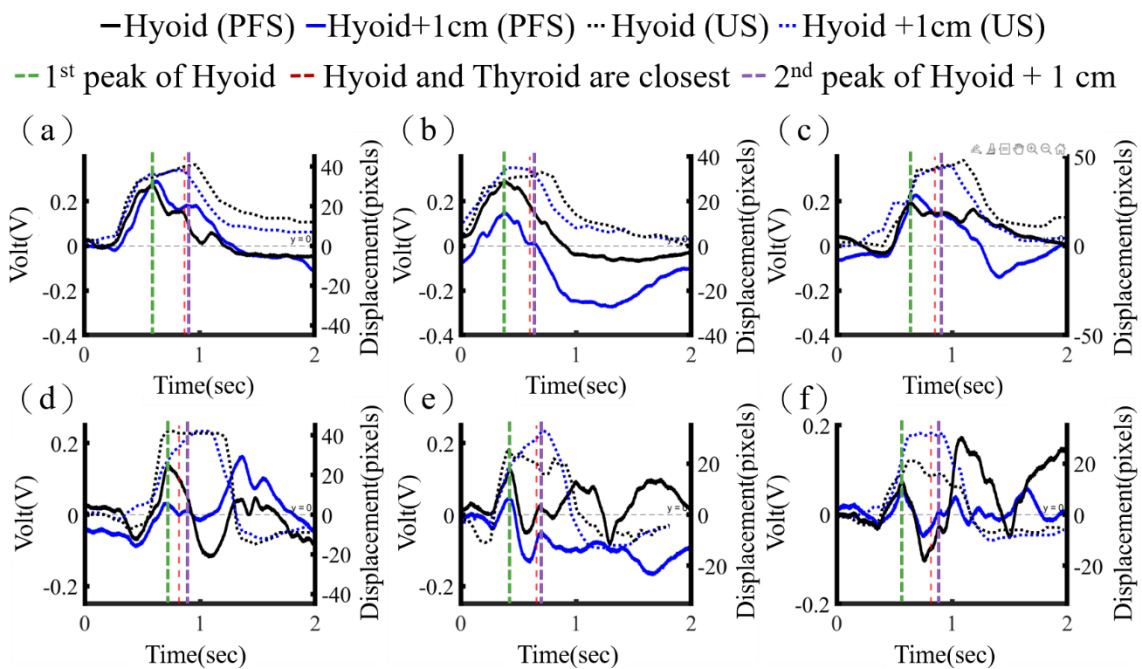


圖 5.42 舌骨 PFS 與 US 之訊號 (a) 受試者一之第一次實驗

(b) 受試者一之第二次實驗 (c) 受試者一之第三次實驗

(d) 受試者二之第一次實驗 (e) 受試者二之第二次實驗

(f) 受試者二之第三次實驗

如圖 5.42 可以觀察出，相同測試者在吞嚥時會產生相似的訊號，不同測試者在吞嚥時所產生的訊號則會相異，這可以說明感測器具有重複性以及可以證實每個人的吞嚥習慣皆有所不同。本實驗將貼附在舌骨之 PFS 所產生訊號之第一個極值時間點（圖 5.42 綠色虛線，First peak of Hyoid，以 $(H)_{1P}$ 表示）、舌骨與甲狀軟骨移動到最接近距離之時間點（圖 5.42 紅色虛線，Hyoid and Thyroid are closest，以 $(HT)$ 表示）及舌骨 + 1 cm 之 PFS 所產生訊號之第二個極值時間點（圖 5.42 紫色虛線，Second peak of Hyoid + 1 cm，以 $(H_{1cm})_{2p}$ 表示）找出並標示。

計算出不同受試者每次實驗的 $(H)_{1P}$ 與 $(H_{1cm})_{2p}$ 之時間差、 $(H)_{1P}$ 與 $(HT)$ 之時間差及 $(H_{1cm})_{2p}$ 與 $(HT)$ 之時間差，即可將其以圖 5.43 (a) 表示。再來比較以 $(H)_{1P}$ 當作基準點觀察 $(H_{1cm})_{2p}$ 與 $(HT)$ 之百分比誤差，百分比誤差公式如(5.1)所示，藉此將不同受試者每次實驗畫出百分比誤差圖，如圖 5.43 (b) 所示，由圖可知， $(H_{1cm})_{2p}$ 與 $(HT)$ 之百分比誤差不到 1%相當小，故可利用舌骨 + 1 cm 之 PFS 所產生訊號之第二個極值時間點 $(H_{1cm})_{2p}$ 當作舌骨與甲狀軟骨移動到最接近距離之時間點 $(HT)$ 。

$$\frac{[(H_{1cm})_{2p} - (H)_{1P}] - [(HT) - (H)_{1P}]}{(H_{1cm})_{2p} - (HT)} \quad (5.1)$$

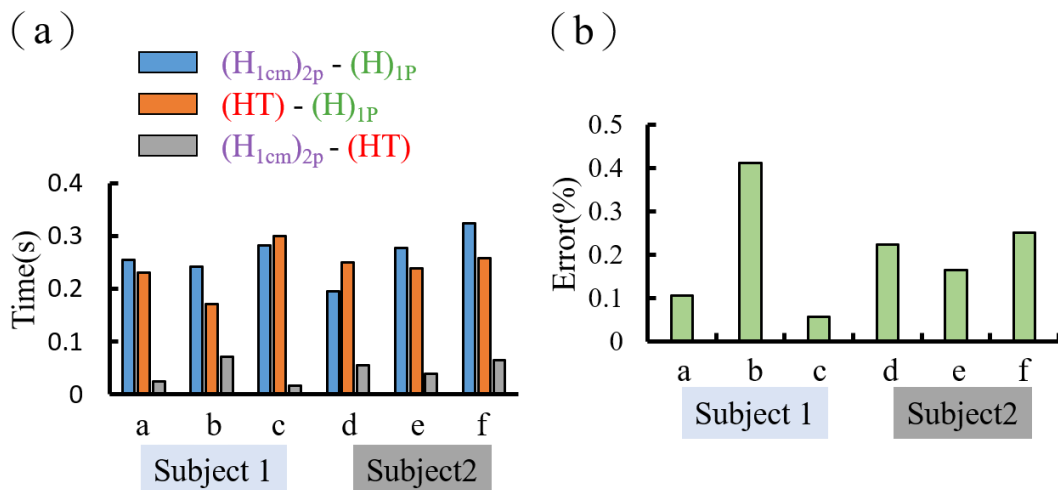


圖 5.43 (a) 舌骨訊號之時間差 (b) 舌骨訊號之百分比誤差

- Thyroid (PFS)   - Thyroid +1.5cm (PFS)   ··· Thyroid (US)   ··· Thyroid +1.5cm (US)  
 - - 1st peak of Thyroid   - - Hyoid and Thyroid are closest  
 - - Major valley of Thyroid+1.5cm

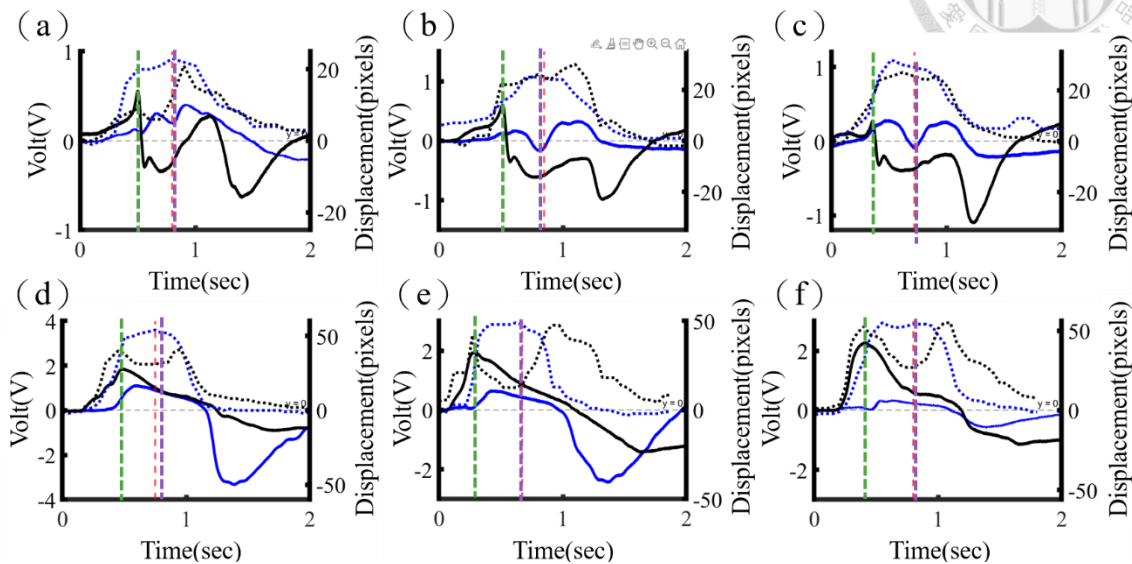


圖 5.44 甲狀軟骨 PFS 與 US 之訊號 (a) 受試者一之第一次實驗  
 (b) 受試者一之第二次實驗 (c) 受試者一之第三次實驗  
 (d) 受試者二之第一次實驗 (e) 受試者二之第二次實驗  
 (f) 受試者二之第三次實驗

圖 5.44 為甲狀軟骨 PFS 與 US 之訊號且將貼附在甲狀軟骨之 PFS 所產生訊號之第一個極值時間點 (圖 5.44 綠色虛線, First peak of Thyroid, 以  $(T)_{IP}$  表示)、舌骨與甲狀軟骨移動到最接近距離之時間點 (圖 5.44 紅色虛線, Hyoid and Thyroid are closest, 以  $(HT)$  表示) 及甲狀軟骨 +1.5 cm 之 PFS 所產生訊號之第一個波谷極值時間點 (圖 5.44 紫色虛線, Major valley of Thyroid + 1.5cm, 以  $(T_{1.5cm})_v$  表示) 找出並標示。

計算出不同受試者每次實驗的  $(T)_{IP}$  與  $(T_{1.5cm})_v$  之時間差、 $(T)_{IP}$  與  $(HT)$  之時間差及  $(T_{1.5cm})_v$  與  $(HT)$  之時間差, 即可將其以圖 5.43 圖 5.45 (a) 表示。再來比較以  $(T)_{IP}$  當作基準點觀察  $(T_{1.5cm})_v$  與  $(HT)$  之百分比誤差, 百分比誤差公式如 (5.2) 所示, 藉此將不同受試者每次實驗畫出百分比誤差圖, 如圖 5.45 (b) 所示, 由圖可知,  $(T_{1.5cm})_v$  與  $(HT)$  之百分比誤差皆約為 1%, 誤差值極小, 故可利用甲狀軟骨 +1.5 cm 之 PFS 所產生訊號之第一個波谷極值時間點  $(T_{1.5cm})_v$  當作舌骨與甲狀軟骨移動到最接近距離之時間點  $(HT)$ 。

$$\frac{[(T)_{1p} - (T_{1.5cm})_v] - [(T)_{1p} - (HT)]}{(T_{1.5cm})_v - (HT)} \quad (5.2)$$

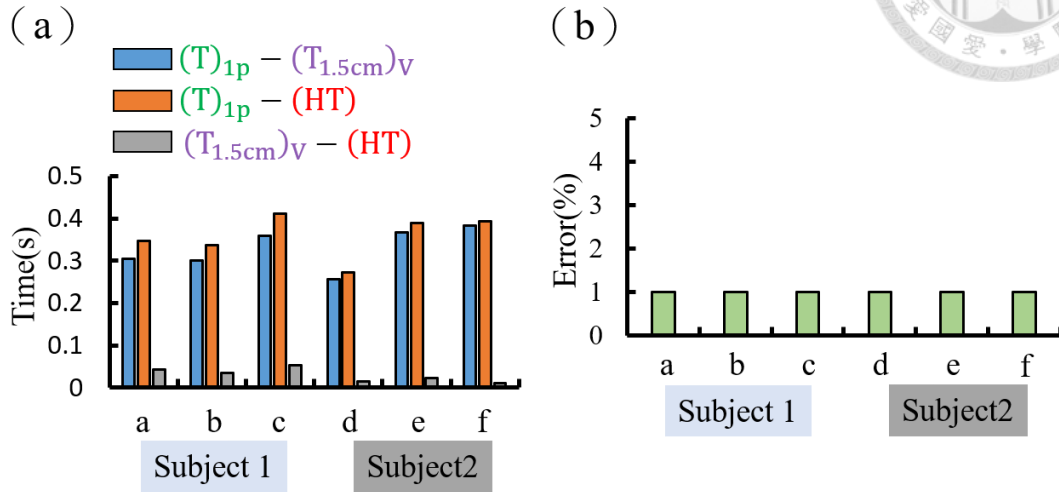


圖 5.45 (a) 甲狀軟骨訊號之時間差 (b) 甲狀軟骨訊號之百分比誤差



## 第6章 結論與未來展望

### 6.1 結論

為了製作出可以監測吞嚥時舌骨與甲狀軟骨運動情形之小形變感測器，本研究利用靜電紡絲技術且調整其施加電場大小及針尖到滾筒收集器的距離，紡製出具有不同排列性之絲線薄膜，利用 SEM 觀測其表面排列情形與自動荷重試驗機觀測其抗拉性質並選擇具有最好排列性、線性度之參數當作本實驗之壓電絲線薄膜感測器基材。電極的選擇也選擇多不同形式，最後的選擇電極做不容易受到破損的 Sputter 濺鍍銀噴上一層石墨稀當作其電極之上下層，接著利用 RTV 矽橡膠將電極與絲線薄膜包覆在內增加其防水性及機械性質，此即完成壓電纖維感測器 (piezoelectric-fiber sensor) 之製作。接著研究感測器黏貼方法，開發出以四組壓電纖維感測器量測吞嚥過程的監測方法，包含舌骨上緣、舌骨上緣上方 1 cm、甲狀軟骨上緣及甲狀軟骨上緣上方 1.5 cm 處。經由量測 PFS 的結果與超音波訊號作比對發現，量測正常人的情況下能發現當舌骨與甲狀軟骨在吞嚥時有順利抬起到一定高度時，舌骨上方 1cm 及甲狀軟骨上方 1.5 cm 是皆會產生訊號的，並可以觀察到其時間差，如先對舌骨 PFS 造成訊號再對舌骨上方 1 cm 造成訊號或是先對甲狀軟骨造成訊號再對甲狀軟骨上方 1.5 cm 造成訊號。經由與超音波的比對發現，可以直接由 PFS 的訊號就能觀察出舌骨與甲狀軟骨是否有確實抬升到一定高度、舌骨與甲狀軟骨移動到最高點位置的時間以及舌骨與甲狀軟骨最近距離的時間點，這些資訊皆可能是觀測一位患有吞嚥障礙之病人醫師在臨床診斷所需要用超音波來評斷的依據，故本實驗可以以 PFS 之訊號即能夠足夠評斷舌骨與甲狀軟骨移動情形之參考訊號，因此可以藉由本實驗所開發之壓電纖維吞嚥感測器來進行吞嚥訓練或初步評估或是判斷在吞嚥時舌骨與甲狀軟骨是否有順利完成，用以輔助病人復健。

### 6.2 未來展望

本實驗成功利用 PFS 量測到正常人吞嚥時舌骨與甲狀軟骨移動情形，未來希望能做到量測吞嚥障礙病人的實測，觀測並比較正常人與吞嚥障礙人吞嚥時的差異。未來可能將感測器與穿戴式裝置結合，使得吞嚥障礙的患者能在需要訓練時，穿戴上此 PFS 感測器之裝置，即能夠自行在家中訓練並能隨時監測在吞嚥時喉部

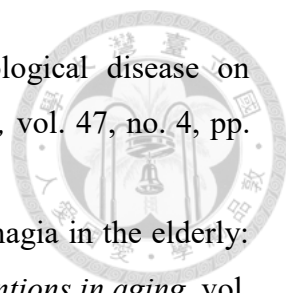
是否為能順利抬升到一定的距離，可在家中自行監測進行復健，並避免因吞嚥不完成造成嗆咳的危險。最後，可以結合介面電路與藍芽傳輸系統，將 PFS 輸出之訊號傳輸至手機監測，並可同時儲存該紀錄，再傳送給醫師，此數據可以讓醫師當作是了解病人復健情況之參考依據。

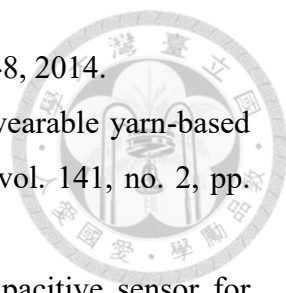


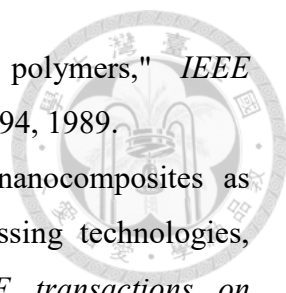
## REFERENCES



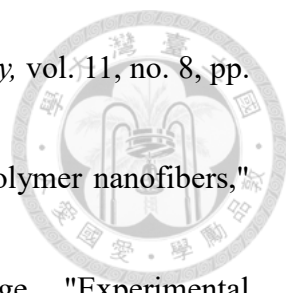
- [1] G. Arogam, N. Manivannan, and D. Harrison, "Review on wearable technology sensors used in consumer sport applications," *Sensors*, vol. 19, no. 9, p. 1983, 2019.
- [2] J. M. Peake, G. Kerr, and J. P. Sullivan, "A critical review of consumer wearables, mobile applications, and equipment for providing biofeedback, monitoring stress, and sleep in physically active populations," *Frontiers in physiology*, vol. 9, p. 743, 2018.
- [3] Tractica. (2017). "Healthcare applications to drive wearable device boom." <https://internetofbusiness.com/healthcare-applications-wearable-device/> .
- [4] i-MicroNEWS. (2020). "Wearables in Consumer and Medical Applications 2020." <https://www.i-micronews.com/products/wearables-in-consumer-and-medical-applications-2020/> .
- [5] I. A. Humbert and J. Robbins, "Dysphagia in the elderly," *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, vol. 19, no. 4, pp. 853-866, 2008.
- [6] K. Matsuo and J. B. Palmer, "Anatomy and physiology of feeding and swallowing: normal and abnormal," *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, vol. 19, no. 4, pp. 691-707, 2008.
- [7] J. Robbins, "Normal swallowing and aging," in *Seminars in neurology*, 1996, vol. 16, no. 4, pp. 309-317.
- [8] H. Firmin, S. Reilly, and A. Fourcin, "Non-invasive monitoring of reflexive swallowing," *Speech Hearing and Language*, vol. 10, no. 1, pp. 171-184, 1997.
- [9] C. S. Easterling and E. Robbins, "Dementia and dysphagia," *Geriatric Nursing*, vol. 29, no. 4, pp. 275-285, 2008.
- [10] 彭昶仁. (2014). "認識吞嚥障礙." 彰化基督教醫院電子報 116 期. [https://www.cch.org.tw/vmpc/news/news\\_detail.aspx?oid=265](https://www.cch.org.tw/vmpc/news/news_detail.aspx?oid=265).
- [11] J. B. Palmer, J. C. Drennan, and M. Baba, "Evaluation and treatment of swallowing impairments," *American family physician*, vol. 61, no. 8, p. 2453, 2000.
- [12] E. H. de Lima Alvarenga, G. P. Dall'Oglio, E. Z. Murano, and M. Abrahão, "Continuum theory: presbyphagia to dysphagia? Functional assessment of swallowing in the elderly," *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 275, no. 2, pp. 443-449, 2018.

- 
- [13] D. Britton, "The impact of aging and progressive neurological disease on swallowing: a concise overview," *Journal of Texture Studies*, vol. 47, no. 4, pp. 257-265, 2016.
- [14] L. Sura, A. Madhavan, G. Carnaby, and M. A. Crary, "Dysphagia in the elderly: management and nutritional considerations," *Clinical interventions in aging*, vol. 7, p. 287, 2012.
- [15] L. W. Baijens *et al.*, "European Society for Swallowing Disorders–European Union Geriatric Medicine Society white paper: oropharyngeal dysphagia as a geriatric syndrome," *Clinical interventions in aging*, vol. 11, p. 1403, 2016.
- [16] M. R. Spieker, "Evaluating dysphagia," *American Family Physician*, vol. 61, no. 12, pp. 3639-3648, 2000.
- [17] J. A. Hinchey, T. Shephard, K. Furie, D. Smith, D. Wang, and S. Tonn, "Formal dysphagia screening protocols prevent pneumonia," *Stroke*, vol. 36, no. 9, pp. 1972-1976, 2005.
- [18] J. A. Logemann *et al.*, "Closure mechanisms of laryngeal vestibule during swallow," *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, vol. 262, no. 2, pp. G338-G344, 1992.
- [19] S. Elmståhl, M. Bülow, O. Ekberg, M. Petersson, and H. Tegner, "Treatment of dysphagia improves nutritional conditions in stroke patients," *Dysphagia*, vol. 14, no. 2, pp. 61-66, 1999.
- [20] J.-H. Kim *et al.*, "Effect of the combination of Mendelsohn maneuver and effortful swallowing on aspiration in patients with dysphagia after stroke," *Journal of physical therapy science*, vol. 29, no. 11, pp. 1967-1969, 2017.
- [21] S.-Y. Won, "Anatomical considerations of the superior thyroid artery: its origins, variations, and position relative to the hyoid bone and thyroid cartilage," *Anatomy & cell biology*, vol. 49, no. 2, p. 138, 2016.
- [22] J. S. Heo, J. Eom, Y. H. Kim, and S. K. Park, "Recent progress of textile-based wearable electronics: a comprehensive review of materials, devices, and applications," *Small*, vol. 14, no. 3, p. 1703034, 2018.
- [23] S. Chen, Z. Lou, D. Chen, K. Jiang, and G. Shen, "Polymer-Enhanced Highly Stretchable Conductive Fiber Strain Sensor Used for Electronic Data Gloves," *Advanced Materials Technologies*, vol. 1, no. 7, p. 1600136, 2016.
- [24] S. Gong *et al.*, "A wearable and highly sensitive pressure sensor with ultrathin

- 
- gold nanowires," *Nature communications*, vol. 5, no. 1, pp. 1-8, 2014.
- [25] C.-T. Huang, C.-L. Shen, C.-F. Tang, and S.-H. Chang, "A wearable yarn-based piezo-resistive sensor," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 141, no. 2, pp. 396-403, 2008.
- [26] J. A. Dobrzynska and M. Gijs, "Polymer-based flexible capacitive sensor for three-axial force measurements," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 23, no. 1, p. 015009, 2012.
- [27] S. Wang *et al.*, "Stretchable and wearable triboelectric nanogenerator based on kinesio tape for self-powered human motion sensing," *Nanomaterials*, vol. 8, no. 9, p. 657, 2018.
- [28] Y. K. Fuh and B. S. Wang, "Near field sequentially electrospun three-dimensional piezoelectric fibers arrays for self-powered sensors of human gesture recognition," *Nano Energy*, vol. 30, pp. 677-683, 2016.
- [29] E. Fukada and I. Yasuda, "On the piezoelectric effect of bone," *Journal of the physical society of Japan*, vol. 12, no. 10, pp. 1158-1162, 1957.
- [30] S. B. Lang, "Pyroelectricity: from ancient curiosity to modern imaging tool," *Physics today*, vol. 58, no. 8, p. 31, 2005.
- [31] C. S. McGahey, "Harnessing nature's timekeeper: a history of the piezoelectric quartz crystal technological community (1880-1959)," Georgia Institute of Technology, 2009.
- [32] D. Damjanovic, "Ferroelectric, dielectric and piezoelectric properties of ferroelectric thin films and ceramics," *Reports on Progress in Physics*, vol. 61, no. 9, p. 1267, 1998.
- [33] A. Manbachi and R. S. Cobbold, "Development and application of piezoelectric materials for ultrasound generation and detection," *Ultrasound*, vol. 19, no. 4, pp. 187-196, 2011.
- [34] J. Erhart, "Experiments to demonstrate piezoelectric and pyroelectric effects," *Physics Education*, vol. 48, no. 4, p. 438, 2013.
- [35] X. Xu, D. Cao, H. Yang, and M. He, "Application of piezoelectric transducer in energy harvesting in pavement," *International Journal of Pavement Research and Technology*, vol. 11, no. 4, pp. 388-395, 2018.
- [36] H. Khanbareh, "Expanding the functionality of piezo-particulate composites," 2016.

- 
- [37] T. Furukawa, "Piezoelectricity and pyroelectricity in polymers," *IEEE transactions on electrical insulation*, vol. 24, no. 3, pp. 375-394, 1989.
- [38] T. Tanaka, G. Montanari, and R. Mulhaupt, "Polymer nanocomposites as dielectrics and electrical insulation-perspectives for processing technologies, material characterization and future applications," *IEEE transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, vol. 11, no. 5, pp. 763-784, 2004.
- [39] S. Ye, J. Fuh, and L. Lu, "Effects of Ca substitution on structure, piezoelectric properties, and relaxor behavior of lead-free Ba (Ti<sub>0.9</sub>Zr<sub>0.1</sub>)O<sub>3</sub> piezoelectric ceramics," *Journal of alloys and compounds*, vol. 541, pp. 396-402, 2012.
- [40] M. Stewart, M. G. Cain, and D. Hall, *Ferroelectric hysteresis measurement and analysis*. National Physical Laboratory Teddington, 1999.
- [41] R. C. Smith, *Smart material systems: model development*. SIAM, 2005, pp. 1-41.
- [42] A. Meitzler, H. Tiersten, A. Warner, D. Berlincourt, G. Couquin, and F. Welsh III, "IEEE Standard on Piezoelectricity "ANSI/IEEE Std 176-1987"," *The Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc*, 1987.
- [43] H. Kawai, "The piezoelectricity of poly (vinylidene fluoride)," *Japanese journal of applied physics*, vol. 8, no. 7, p. 975, 1969.
- [44] Q. Zhang, V. Bharti, and X. Zhao, "Giant electrostriction and relaxor ferroelectric behavior in electron-irradiated poly (vinylidene fluoride-trifluoroethylene) copolymer," *Science*, vol. 280, no. 5372, pp. 2101-2104, 1998.
- [45] E. Kabir, M. Khatun, L. Nasrin, M. J. Raihan, and M. Rahman, "Pure  $\beta$ -phase formation in polyvinylidene fluoride (PVDF)-carbon nanotube composites," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 50, no. 16, p. 163002, 2017.
- [46] Y. Maeda, H. Kanetsuna, K. Nagata, K. Matsushige, and T. Takemura, "Direct observation of phase transitions of polyethylene under high pressure by a PSPC x-ray system," *Journal of Polymer Science: Polymer Physics Edition*, vol. 19, no. 9, pp. 1313-1324, 1981.
- [47] G. Davis, J. McKinney, M. Broadhurst, and S. Roth, "Electric-field-induced phase changes in poly (vinylidene fluoride)," *Journal of Applied Physics*, vol. 49, no. 10, pp. 4998-5002, 1978.
- [48] B. Servet and J. Rault, "Polymorphism of poly (vinylidene fluoride) induced by poling and annealing," *Journal de Physique*, vol. 40, no. 12, pp. 1145-1148, 1979.
- [49] J. C. Dubois, "Ferroelectric polymers: Chemistry, physics, and applications.

- Edited by Hari Singh Nalwa, Marcel Dekker, New York 1995, XII, 895 pp., hardcover, \$225.00, ISBN 0-8247-9468-0," ed: Wiley Online Library, 1996.
- [50] Y. Higashihata, J. Sako, and T. Yagi, "Piezoelectricity of vinylidene fluoride-trifluoroethylene copolymers," *Ferroelectrics*, vol. 32, no. 1, pp. 85-92, 1981.
- [51] H. Ohigashi and K. Koga, "Ferroelectric copolymers of vinylidene fluoride and trifluoroethylene with a large electromechanical coupling factor," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 21, no. 8A, p. L455, 1982.
- [52] J. Nunes-Pereira *et al.*, "Poly (vinylidene fluoride) and copolymers as porous membranes for tissue engineering applications," *Polymer Testing*, vol. 44, pp. 234-241, 2015.
- [53] A. Baji, Y.-W. Mai, Q. Li, and Y. Liu, "Electrospinning induced ferroelectricity in poly (vinylidene fluoride) fibers," *Nanoscale*, vol. 3, no. 8, pp. 3068-3071, 2011.
- [54] L. Rayleigh, "XX. On the equilibrium of liquid conducting masses charged with electricity," *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, vol. 14, no. 87, pp. 184-186, 1882.
- [55] J. Zeleny, "The electrical discharge from liquid points, and a hydrostatic method of measuring the electric intensity at their surfaces," *Physical Review*, vol. 3, no. 2, p. 69, 1914.
- [56] A. Formhals, "Electrical spinning of fibers from solutions," *US Patent*, vol. 2123992, 1934.
- [57] F. Anton, "Production of artificial fibers from fiber forming liquids," ed: Google Patents, 1943.
- [58] B. Vonnegut and R. L. Neubauer, "Production of monodisperse liquid particles by electrical atomization," *Journal of colloid science*, vol. 7, no. 6, pp. 616-622, 1952.
- [59] V. G. Drozin, "The electrical dispersion of liquids as aerosols," *Journal of colloid science*, vol. 10, no. 2, pp. 158-164, 1955.
- [60] G. I. Taylor, "Disintegration of water drops in an electric field," *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, vol. 280, no. 1382, pp. 383-397, 1964.
- [61] J.-S. Park, "Electrospinning and its applications," *Advances in Natural Sciences: Nanoscience and Nanotechnology*, vol. 1, no. 4, p. 043002, 2011.
- [62] A. Haider, S. Haider, and I.-K. Kang, "A comprehensive review summarizing the effect of electrospinning parameters and potential applications of nanofibers in

- 
- biomedical and biotechnology," *Arabian Journal of Chemistry*, vol. 11, no. 8, pp. 1165-1188, 2018.
- [63] D. H. Reneker and A. L. Yarin, "Electrospinning jets and polymer nanofibers," *Polymer*, vol. 49, no. 10, pp. 2387-2425, 2008.
- [64] Y. Shin, M. Hohman, M. Brenner, and G. Rutledge, "Experimental characterization of electrospinning: the electrically forced jet and instabilities," *Polymer*, vol. 42, no. 25, pp. 09955-09967, 2001.
- [65] W. E. Teo and S. Ramakrishna, "A review on electrospinning design and nanofibre assemblies," *Nanotechnology*, vol. 17, no. 14, p. R89, 2006.
- [66] H. Yoshimoto, Y. Shin, H. Terai, and J. Vacanti, "A biodegradable nanofiber scaffold by electrospinning and its potential for bone tissue engineering," *Biomaterials*, vol. 24, no. 12, pp. 2077-2082, 2003.
- [67] J. A. Matthews, G. E. Wnek, D. G. Simpson, and G. L. Bowlin, "Electrospinning of collagen nanofibers," *Biomacromolecules*, vol. 3, no. 2, pp. 232-238, 2002.
- [68] D. Li, Y. Wang, and Y. Xia, "Electrospinning of polymeric and ceramic nanofibers as uniaxially aligned arrays," *Nano letters*, vol. 3, no. 8, pp. 1167-1171, 2003.
- [69] C. Xu, R. Inai, M. Kotaki, and S. Ramakrishna, "Aligned biodegradable nanofibrous structure: a potential scaffold for blood vessel engineering," *Biomaterials*, vol. 25, no. 5, pp. 877-886, 2004.
- [70] P. D. Dalton, D. Klee, and M. Möller, "Electrospinning with dual collection rings," *Polymer*, vol. 46, no. 3, pp. 611-614, 2005.
- [71] 郭智成 "高柔性壓電絲線感測器製程之開發及於手勢感測之應用" 臺灣大學工程科學及海洋工程學研究所學位論文, pp. 1-110, 2018.
- [72] 朱信融 "以靜電紡絲研製高排列性聚(偏氟乙烯-三氟乙烯)薄膜及相關複合膜應用之研究" 臺灣大學應用力學研究所學位論文, pp. 1-63, 2016.
- [73] Z.-M. Huang, Y.-Z. Zhang, M. Kotaki, and S. Ramakrishna, "A review on polymer nanofibers by electrospinning and their applications in nanocomposites," *Composites science and technology*, vol. 63, no. 15, pp. 2223-2253, 2003.
- [74] 柯君逸 "以靜電紡絲研製高排列性壓電薄膜壓力感測器及其指叉式電極之最佳化研究及開發" 臺灣大學應用力學研究所學位論文, pp. 1-82, 2017.
- [75] R. S. Porter, "Developments in crystalline polymers-1, DC Bassett, Ed., Applied science publishers, London, 1982, 279 pp. Price: \$64.00," *Journal of Polymer*

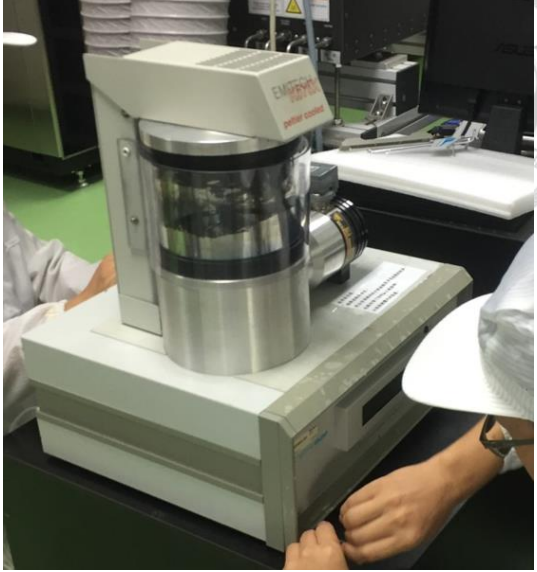


- Science: Polymer Letters Edition*, vol. 20, no. 11, pp. 602-602, 1982.
- [76] M. Barique and H. Ohigashi, "Annealing effects on the Curie transition temperature and melting temperature of poly (vinylidene fluoride/trifluoroethylene) single crystalline films," *Polymer*, vol. 42, no. 11, pp. 4981-4987, 2001.
- [77] B.-E. El Mohajir and N. Heymans, "Changes in structural and mechanical behaviour of PVDF with processing and thermomechanical treatments. 1. Change in structure," *Polymer*, vol. 42, no. 13, pp. 5661-5667, 2001.
- [78] D. Mao, M. Quevedo-Lopez, H. Stiegler, B. E. Gnade, and H. N. Alshareef, "Optimization of poly (vinylidene fluoride-trifluoroethylene) films as non-volatile memory for flexible electronics," *Organic Electronics*, vol. 11, no. 5, pp. 925-932, 2010.
- [79] D. Mao, B. E. Gnade, and M. A. Quevedo-Lopez, "Ferroelectric properties and polarization switching kinetic of poly (vinylidene fluoride-trifluoroethylene) copolymer," *Ferroelectrics-Physical Effects*, pp. 78-100, 2011.
- [80] Y. Jiang *et al.*, "Study of thermally poled and corona charged poly (vinylidene fluoride) films," *Polymer Engineering & Science*, vol. 47, no. 9, pp. 1344-1350, 2007.
- [81] P. Nasr, "A Theoretical Study of Maker Fringe Measurements in Poled Multi-Layer Silica Structures Focusing on the Impact of Layer Quantity and Spacing," Carleton University, 2016.
- [82] W. Grassi and D. Testi, "Induction of waves on a horizontal water film by an impinging corona wind," *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, vol. 16, no. 2, pp. 377-385, 2009.
- [83] T. Ohmi, S. Sudoh, and H. Mishima, "Static charge removal with IPA solution," *IEEE Transactions on semiconductor manufacturing*, vol. 7, no. 4, pp. 440-446, 1994.
- [84] 台中榮民總醫院. (2018). "台中榮民總醫院\_超音波檢查原理."  
<https://www.vghtc.gov.tw/UnitPage/UnitContentView?WebMenuID=7e604559-8af1-4481-b70b-4732bcae32ed&UnitID=97ac6bea-841e-4dd1-b142-a86b03602eb1&UnitDefaultTemplate=1#>.
- [85] T. Lewis. (2014). "What is a Medical Ultrasound?"  
<https://www.livescience.com/38426-ultrasound.html>.

- [86] 高雄長庚紀念醫院胸腔內科. "高雄長庚紀念醫院胸腔內科\_胸腔超音波簡介." <https://www1.cgmh.org.tw/intr/intr4/c8130/patient071.asp>.



# 附錄

	儀器名稱/廠牌/型號	圖片
附錄 1	Thermo Scientific	
附錄 2	Electrospinning Machine FOXCOCNN TECHNOLOGY CO.	
附錄 3	Syringe Pump KD Scientific KDS 100	
附錄 4	High voltage power generator FES-HV30	

<p>附錄 5</p>	<p>Sputter Model K575X-019 益弘儀器</p>	
<p>附錄 6</p>	<p>E-beam Evaporator FULINTEC E-Gun 台大奈米機電系統研究中心</p>	
<p>附錄 7</p>	<p>Scanning Electron Microscope Hitachi TM-3000 台大思亮館</p>	

<p>附錄 8</p>	<p>Automatic Load Testing Machine MAX-1KN Table 應力所 013 林哲宇老師實驗室</p>	 <p>A photograph of a MAX-1KN Table automatic load testing machine. It is a white, upright machine with a large control panel on the right side featuring a digital display and numerous buttons. A test specimen is mounted on the table in front of the machine.</p>
<p>附錄 9</p>	<p>Vibration Shaker Ling V203</p>	 <p>A photograph of a Ling V203 vibration shaker. It consists of a cylindrical white shaker unit mounted on a red, trapezoidal base. A label on the shaker unit includes the text 'LDS' and 'SX 4000'.</p>
<p>附錄 10</p>	<p>Function Generator GW INSTEK GFG 3015</p>	 <p>A photograph of a GW INSTEK GFG 3015 function generator. The device has a digital display showing '100000' and '5.00'. It features a control panel with various buttons and a large knob, and a front panel with several output ports.</p>

<p>附錄 11</p>	<p>Power Amplifier NF Corporation HAS 4052</p>	 <p>A black, rack-mountable power amplifier with a control panel featuring a volume knob, input jacks, and a meter.</p>
<p>附錄 12</p>	<p>Charge amplifier PIEZO FILM LAB AMPLIFIER PN:1007214-3</p>	 <p>A white charge amplifier with multiple knobs for feedback, charge state, and gain, and a frequency response graph.</p>
<p>附錄 13</p>	<p>Oscilloscope Tektronix MDO3014</p>	 <p>A handheld digital oscilloscope with a color screen displaying waveforms and a control panel with numerous buttons and knobs.</p>
<p>附錄 14</p>	<p>Power Supply GW INSTEK GPS 3033</p>	 <p>A laboratory DC power supply with a digital display showing 0.00 A and 30.0 V, and control knobs for current and voltage.</p>

<p>附錄 15</p>	<p>LK-G5001</p>	 <p>A digital depth gauge with a black body and a stainless steel rule. The digital display shows '100000' in green and '100500' in red. The brand name 'KEYENCE' is visible at the top of the device.</p>
<p>附錄 16</p>	<p>LK-H150</p>	 <p>A digital height gauge with a black body and a stainless steel rule. The digital display shows '100000' in green. The brand name 'KEYENCE' and model 'LK-H150' are visible on the side of the device.</p>