



國立臺灣大學工學院機械工程學研究所

碩士論文

Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master's Thesis

可撓式壓阻感測器之無聲語音辨識系統設計與無線氣動手掌
控制之應用

Design of a Silent Speech Recognition System Based on Flexible
Piezoresistive Sensors and Its Application in Wireless Pneumatic
Hand Control

吳世瑜

Shih-Yu Wu

指導教授：劉建豪 博士

Advisor: Chien-Hao Liu, Ph.D.

中華民國 114 年 6 月

June, 2025

國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

MASTER'S THESIS ACCEPTANCE CERTIFICATE
NATIONAL TAIWAN UNIVERSITY

可撓式壓阻感測器之無聲語音辨識系統設計與無線氣動手掌
控制之應用

Design of a Silent Speech Recognition System Based on Flexible
Piezoresistive Sensors and Its Application in Wireless Pneumatic
Hand Control

本論文係 吳世瑜 (R12522545) 在 國立臺灣大學機械工程學研究所 完
成之碩士學位論文，於民國 114 年 6 月 25 日承下列考試委員審查通過
及口試及格，特此證明。

The undersigned, appointed by the Department of Mechanical Engineering on 25/June/2025 have
examined a Master's thesis entitled above presented by Shih-Yu Wu (R12522545) candidate and
hereby certify that it is worthy of acceptance.

口試委員 Oral examination committee:

劉建豪

(指導教授 Advisor)

莊嘉揚

周元芳

系主任/所長 Director:

莊嘉揚

誌謝

首先，我要向我的指導教授劉建豪老師致上最誠摯的謝意。感謝您這兩年來的悉心指導與鞭策，讓我在研究的道路上得以勢如破竹，每當遭遇瓶頸，您總能為我指點迷津，引領我找到正確的方向。同時，我也要感謝莊嘉揚老師、楊耀州老師、羅世強老師與陳志軒老師，在實驗過程中，當我需要相關儀器設備時，老師們總是毫不吝嗇地提供支援，使我能夠克服重重困難。此外，特別感謝電機系的張子璿老師，在我面臨製程瓶頸時，您寶貴的經驗分享，讓我從問題的根源著手，順利解決難題。

另一方面，實驗室的每一位夥伴對我的支持與鼓勵，也讓我銘感五內。從踏入實驗室的那一刻起，馬渝翔同學、劉家銘同學與張宸溥同學便與我一同並肩努力；倪良賢同學，每當我在模擬分析上遇到困惑時，你總能無私地傾囊相授，耐心指導，為我釐清了許多關鍵性的問題；江哲賢同學，在我遭遇挫折、感到迷茫時，你總能設身處地為我著想，提供有建設性的建議，幫助我找到新的出路與方向。

最後，我要由衷地感謝一群在我碩士生涯中，始終給予我溫暖支持與關鍵幫助的摯友：邱舜葳學妹、李嘉恩同學、林聖凱同學、曾立瑜同學、曹恂如學姊與陳家宏同學。感謝你們總是在我最需要的時候伸出援手，無論是在實驗器材的借用上給予我即時的協助，或是在我們一同探討研究方向時，提供了許多寶貴的意見與想法，你們的樂觀與陪伴，更是我度過無數實驗瓶頸與挑戰的強大動力。能與你們一同走過這段碩士時光，是我非常珍貴的回憶。

最後的最後，我要將心中最深的感謝獻給我的父母及家人。求學的這條路上，因為有您們作為我最堅實的後盾，我才能無後顧之憂地勇往直前。感謝您們總是在我身後默默付出，用無盡的愛與包容理解我、支持我的所有決定，並在我感到疲憊時，給予我最溫暖的鼓勵與力量。您們的信任與期望，是我不斷前進的動力；您們無私的奉獻與關懷，讓我得以安心地專注於學業，勇敢追逐自己的理想與抱負。這份成就，也是屬於您們的。我誠摯地祝福並感謝所有曾經幫助過我的人，願各位都能擁有一個快樂且美滿的人生。

中文摘要



近年來，無聲語音辨識系統 (Silent speech recognition) 因其在特殊溝通場景下的潛力而備受關注。然而，現有技術多依賴肌電訊號或影像辨識，常面臨侵入性、設備體積龐大或易受環境干擾等挑戰，限制了其實際應用。與此同時，多數研究致力於辨識大規模詞彙，導致系統複雜度與運算負擔俱增，難以實現即時控制。為此，本研究另闢蹊徑，採取一種目標導向的精簡化策略，專注於辨識一組有限但關鍵的指令，旨在開發一套反應快速、低延遲且高度可靠的無聲語音辨識系統，並以無線氣動仿生手掌之即時控制作為系統效能的最終驗證。

本系統硬體部分包含可撓式單晶矽壓阻感測器、惠斯通電橋放大電路、資料擷取器以及用於訊號處理的電腦。系統針對六種目標指令嘴型，擷取因無聲發音引致臉部多處微小變形所對應的時變電阻訊號。這些原始訊號經過前處理、特徵萃取與選擇後，採用隨機森林 (Random forest) 模型進行分類模型的建立。為提升系統穩定性並降低誤觸，訓練資料中特別納入了佔總資料量 50% 的「空白指令」。此類別不僅包含日常口部動作，更刻意選用發音嘴型與目標指令相似的混淆詞彙進行訓練。本研究招募三位受試者，將八通道感測陣列對稱貼附於其臉頰及下顎區域，以擷取多通道的表面形變訊號。此外，為有效過濾非指令動作，我們透過分類最大正確率閾值的後處理，此舉顯著提升了系統在真實應用中的可靠性。最終，系統將辨識出的無聲指令透過藍牙即時無線傳輸至以 Arduino 微控制器為核心的氣動仿生手掌控制系統，成功實現了從無聲語音輸入到具體手勢動作輸出的完整應用流程。

本論文的主要研究成果包含：(1) 提出一套精簡化、可穿戴的無聲語音辨識系統，應用於無線控制氣動仿生手掌。經由三位受試者及總計 1008 筆資料的驗證，系統平均辨識準確率達到 91.1%，macro-F1 分數為 0.91。(2) 所開發之單晶矽壓阻感測器在 30% 拉伸應變條件下，其靈敏度 (Gauge factor) 達到 5.5，展現了優異的力學感測性能與可靠性。(3) 透過特徵索引優先載入等處理流程優化，單次指令分類的平均處理時間從 3184 毫秒顯著縮短至 1164 毫秒。這些成果成功展現了本系統在輔助溝通與人機互動介面領域，具備快速處理能力與實際應用的潛力。

關鍵字：無聲語音辨識、可撓式、壓阻式感測器、單晶矽、微機電系統、機器學習、氣動手掌

ABSTRACT

Silent Speech Recognition (SSR) has garnered considerable attention in recent years due to its potential in specialized communication scenarios. However, existing technologies, often reliant on electromyography (sEMG) or image recognition, face challenges such as invasiveness, bulkiness, and susceptibility to environmental interference, limiting their practical application. Concurrently, many studies focus on large-vocabulary recognition, leading to increased system complexity and computational load, thereby hindering real-time control. To address this, our research pioneers a target-oriented, streamlined strategy, focusing on recognizing a limited yet critical set of commands. The aim is to develop a responsive, low-latency, and highly reliable SSR system, with its performance ultimately validated through the real-time control of a wireless pneumatic bionic hand.

The system hardware comprises flexible single-crystal silicon piezoresistive sensors, a Wheatstone bridge amplification circuit, a data acquisition (DAQ) unit, and a computer for signal processing. The system targets six command-specific mouth shapes, capturing time-varying resistance signals corresponding to minute facial deformations caused by silent articulation. These raw signals undergo preprocessing, feature extraction, and feature selection, followed by model construction and classification using a Random Forest algorithm. To enhance system stability and reduce false positives, the training dataset uniquely incorporates a 50% proportion of "blank commands." This category includes not only daily oral movements but also deliberately chosen confounding words with mouth shapes similar to the target commands. Three participants were recruited for this study, with an eight-channel sensor array symmetrically attached to their cheek and jaw regions to capture multi-channel surface deformation signals. Furthermore, a post-processing strategy based on a maximum classification accuracy threshold was implemented to effectively filter non-command actions, significantly improving system reliability in real-world applications. Finally, the recognized silent commands are transmitted in real-time via Bluetooth to a pneumatic bionic hand control system centered around an Arduino microcontroller, successfully demonstrating a complete application pipeline from silent speech input to tangible gesture output.

The main contributions of this thesis include: (1) The development of a streamlined, wearable SSR system for wireless control of a pneumatic bionic hand. Validated with three participants and a total of 1008 data samples, the system achieved an average

recognition accuracy of 91.1% and a macro-F1 score of 0.91. (2) The developed single-crystal silicon piezoresistive sensor exhibited a Gauge Factor (GF) of 5.5 under 30% tensile strain, demonstrating excellent mechanical sensing performance and reliability. (3) Through processing flow optimizations, such as prioritized feature index loading, the average single-command classification time was significantly reduced from 3184 ms to 1164 ms. These achievements successfully demonstrate the system's rapid processing capabilities and practical application potential in assistive communication and human-machine interaction.

Keywords: Silent Speech Recognition, Flexible, Piezoresistive Sensor, Single-Crystal Silicon, Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS) , Machine Learning, Pneumatic Hand

目次



口試委員會審定書	i
誌謝	ii
中文摘要	iii
ABSTRACT	iv
目次	vi
圖次	ix
表次	xiv
符號說明	xv
第 1 章 緒論	1
1.1 前言	1
1.2 研究背景與動機	3
1.3 論文架構	6
第 2 章 文獻回顧與理論基礎	9
2.1 無聲語音辨識	9
2.1.1 影像、光學與雷達式	9
2.1.2 生理訊號 (sEMG/EEG)	10
2.1.3 表面應變感測法	13
2.2 應變感測器	16
2.2.1 壓阻效應	16
2.2.2 結構的幾何形狀與材料	17
2.2.3 導電線材料 — 導電高分子 (Conducting polymers)	20
2.3 感測訊號處理與特徵擷取技術	22
2.3.1 前處理 — 正規化、濾波	22
2.3.2 特徵擷取與選擇 (Feature extraction)	24
2.4 分類方法概述與模型選擇	25
2.4.1 隨機森林 (Random forest, RF)	25
2.4.2 支持向量機 (Support vector machine, SVM)	27
2.4.3 深度學習	28

第 3 章	實驗儀器與設備原理	30
3.1	製程設備	30
3.1.1	曝光機 (Aligner).....	30
3.1.2	電感耦合電漿蝕刻機 (Inductively coupled plasma reactive ion etching, ICP-RIE).....	31
3.1.3	離子佈植設備 (Ion implantation).....	33
3.1.4	快速熱退火處理設備	35
3.2	量測與分析設備	36
3.2.1	掃描式電子顯微鏡.....	36
3.2.2	兩點探針 I-V 量測系統	37
3.2.3	拉伸測試平台	39
3.2.4	雷射共軛聚焦顯微鏡 (Laser confocal microscope)	40
3.3	實驗設備	42
3.3.1	感測訊號擷取模組 (DAQ)	42
3.3.2	Arduino	44
3.3.3	氣動手掌	45
3.4	實驗用材料與藥品說明	47
第 4 章	實驗流程與製程	50
4.1	感測器設計原則與模擬分析	51
4.1.1	感測器設計	51
4.1.2	有限元素模擬分析 (FEA).....	52
4.2	感測圖案製作與初步製程	55
4.2.1	離子佈植 (Ion implantation).....	56
4.2.2	光阻塗佈 (Photoresist spin coating).....	58
4.2.3	接觸式曝光 (Photolithography exposure).....	59
4.2.4	曝光後烤與顯影 (PEB & Development)	60
4.2.5	乾式蝕刻 (Dry etching)	61
4.3	PDMS 轉印與柔性基板整合	63
4.3.1	感測結構蝕刻釋放 (Sensor structure etching and release).....	64
4.3.2	PDMS 製備與拔取	66

4.3.3	柔性基板前處理與轉印	69
4.4	導線製作與封裝處理	71
4.4.1	導電高分子 PEDOT:PSS 備製	72
4.4.2	導線圖案定義	73
4.4.3	電性連接檢測	75
4.5	多通道感測器組裝與貼附量測佈局	77
4.6	製程總覽與詳細步驟	79
第 5 章	訊號處理與驗證	82
5.1	拉伸試驗與訊號響應驗證	82
5.2	多通道應變訊號同步擷取系統	86
5.3	訊號及特徵處理	89
5.3.1	前處理	89
5.3.2	特徵提取	90
5.3.3	特徵選擇與分析比較	91
5.4	模型訓練與分類結果	95
5.4.1	模型性能比較與混淆矩陣分析	97
5.4.2	空白指令與最大正確率設定	105
5.4.3	分類處理速度優化策略	107
5.5	系統整合與氣動手掌應用展示	110
第 6 章	結論與未來展望	114
6.1	結論	114
6.2	未來展望	116
	參考文獻	119

圖次

圖 1-1	多通道感測器佈局示意圖	5
圖 1-2	本研究所建構之無聲語音辨識與氣動控制整合系統流程圖	6
圖 2-1	使用相機陣列進行臉部 3D DIC 掃描及臉部應變圖[6].....	10
圖 2-2	(a) 唇部超音波聲道影像 (b) 透過影像及超聲波進行訓練辨識[23], [25].....	10
圖 2-3	臉部表情與其 3D 影像重建追蹤唇形；紅色：基於 PCA 的非線性回歸估計的唇形。藍色：基於 GRNN 的擴展非線性回歸估計的唇形。[5]	11
圖 2-4	混淆矩陣 (Bubble size matrix)：(a) Alphabetical blocks (b) Reordered blocks[30]	12
圖 2-5	(a) 嘴部周圍 24 個隨機區域 (b) 在 26 個辭彙下的 R-CAM 分析 (c) 對 26 個辭彙進行識別準確率[16].....	14
圖 2-6	(a) 應變感測器 (b) 應變感測器固定於口罩上 (c) 佩戴 E-Mask 的正面視圖[12].....	15
圖 2-7	(a) sEMG 在不同拉伸應變下的 SEM 圖與 FEA 結果[44] (b) 感測器中的 PVDF 層在施加 10%應力的結構分析 (Mechanism analysis) [49].....	18
圖 2-8	碳奈米管/聚烯烴彈性體奈米複合材料 (a) 未拉伸與拉伸下的 SEM 圖 (b) 未拉伸與已拉伸過的穩定性示意圖[38].....	19
圖 2-9	利用 3M 3850 膠帶進行轉印過程[47]	20
圖 2-10	導電高分子在不同層數下的薄層電阻[50].....	21
圖 2-11	PEDOT/rGO-CS 在不同掃描速率及電聚合時間下的電流電壓曲線[51]	22
圖 2-12	Procrustes alignment 原理示意圖 (a) 原始數據 (b) 平移 (c) 平移+縮放 (d) 平移+縮放+旋轉。[57]	23
圖 2-13	兩級小波包分解結構示意圖[55].....	24
圖 2-14	(a) 相關性 (b) 互補性 原理示意圖[54]	25
圖 2-15	隨機森林演算法流程圖	26
圖 2-16	SVM 透過計算找到最優超平面 (Optimal hyperplane) [66]	28

圖 3-1	(a) 曝光機實際影像 (b) 曝光機基本原理	30
圖 3-2	正負光阻原理	31
圖 3-3	等向性及非等向性蝕刻輪廓差異示意圖	32
圖 3-4	(a) 蝕刻機實際影像 (b) ICP-RIE 基本原理	33
圖 3-5	(a) 離子佈植機實際影像 (b) 離子佈植機基本原理[70]	34
圖 3-6	快速熱退火 GaN RTA 機實際影像	35
圖 3-7	離子佈植後經過退火晶格改變示意圖	36
圖 3-8	掃描式電子顯微鏡基本原理及實際影像[71].....	37
圖 3-9	兩點探針 I-V 量測系統實際影像及探針操作原理示意圖	38
圖 3-10	I-V 電性量測系統原理示意圖[72].....	38
圖 3-11	拉伸試驗機實際影像及基本原理[73].....	40
圖 3-12	(a) VK-X210 型雷射共軛聚焦顯微鏡 (b) 其原理	41
圖 3-13	(a) NI USB-6341 實際影像及 (b) 接點圖[74]	42
圖 3-14	(a) AD620 實際影像 (b) 放大器	43
圖 3-15	使用六位半高精度數位萬用電錶量測示意圖	44
圖 3-16	Arduino Uno 與藍芽接收器 HC-01 連接示意圖	45
圖 3-17	氣動手掌實際影像	46
圖 3-18	氣動手掌原理接線示意圖	47
圖 4-1	完整製程流程圖	50
圖 4-2	直線型與蛇紋 S 型應變規之有限元素模擬比較。(a) 為整體應變場， (b) 為感測結構主應力分布。.....	52
圖 4-3	對於不同 L 的蛇紋狀結構之有限元素分析	53
圖 4-4	感測器結構之有限元素分析 (FEA) 模擬結果 (a) 整體結構於均勻拉伸 負載下之 von Mises 應力分佈 (b) 拉伸 15%感測元件應力分佈局部放大 圖 (c) 拉伸 30%感測元件應力分佈局部放大圖.....	54
圖 4-5	最終感測器結構設計示意圖	55
圖 4-6	第一階段製程流程圖。首先選用含有 175 nm 單晶矽層的 SOI 晶圓作 為感測元件之基材，並透過離子佈植導入摻雜物以呈現其壓阻特性，隨 後進行熱退火以修復晶格缺陷與活化摻雜效果。完成預處理後，晶圓經	

	切割成適合尺寸以利後續微影操作。在圖案製作階段，先於晶片表面旋轉塗佈負光阻，並以接觸式曝光機將蛇紋狀應變規圖案轉印至光阻層。顯影後形成圖案遮罩，再以乾式蝕刻技術將上層矽蝕刻至 BOX 層，定義出完整的感測圖形。蝕刻結束後去除光阻，露出已製作完成的壓阻圖案。	56
圖 4-7	離子佈植濃度分佈與深度模擬結果	57
圖 4-8	光阻旋塗速度原理示意圖	58
圖 4-9	軟烤對光阻之影響示意圖	59
圖 4-10	APOL-LO 3200 系列的 nk 圖[76].....	60
圖 4-11	顯影後實際 OM 影像.....	61
圖 4-12	乾蝕刻流程示意圖	61
圖 4-13	雷射共軛焦顯微鏡量測結果 (a) 二維輪廓圖 (b) 3D 拓撲色彩高度圖，綠色至藍色代表蝕刻後低位表面，而紅色為未被蝕刻高位表面 (c) 剖面高度截面圖	62
圖 4-14	第二階段之濕蝕刻與轉印流程，(I) 為製備轉印材料 (II) 為轉印主要步驟。	63
圖 4-15	圖案化的單晶矽應變規結構實際影像	64
圖 4-16	濕式蝕刻過程示意圖	65
圖 4-17	不同 HF 蝕刻時間下感測結構底部 BOX 層的 SEM 圖像。(a) 10 分鐘；(b) 16 分鐘；(c) 17 分鐘	65
圖 4-18	錨定點與感測器結構 SEM 圖像	66
圖 4-19	不同 3D 列印技術製作之模具對 PDMS 表面平整度的影響比較。(a) 使用 FDM 3D 列印模具翻模之 PDMS 表面；(b) 使用 SLA 3D 列印模具翻模之 PDMS 表面	67
圖 4-20	不同拔取速度對感測結構轉印品質的影響 (a) 慢速撕離導致感測結構產生皺摺與變形；(b) 快速垂直撕離後，感測結構完整平整地轉移至 PDMS 表面。	68
圖 4-21	PDMS 印模與感測元件實際照片	69
圖 4-22	轉印組件在加熱板上進行硬烤的實際影像	70

圖 4-23	轉印完成實際影	71
圖 4-24	第三階段製程流程圖。	72
圖 4-25	透過光學顯微鏡 (OM) 觀察導線圖案形貌	73
圖 4-26	透過兩點探針 I-V 量測電阻變化量與應變之關係曲線	75
圖 4-27	PEDOT:PSS/奈米銀粉導線完成後實際影像	76
圖 4-28	臉部肌群分區示意圖，橘色標示為本研究所選用之感測器貼附位置 (編號 3、4、6、8)。	77
圖 4-29	實際感測器貼附於受測者臉部之照片，(a) 正臉 (b) 側臉 (c) 感測器接線實際影像	78
圖 5-1	(a) 拉伸實驗裝置與感測器固定方式 (b) 熱電偶溫度計 (紅圈) 以及量測線路出口 (綠圈) (c) 即時監測拉伸平台腔體內溫度之介面	83
圖 5-2	在不同溫度 (實線 30°C, 虛線 45°C) 下之電阻響應曲線及其溫度設定	84
圖 5-3	垂直方向 0%、15%及 30%拉伸下垂直與水平感測器之相對電阻變化率	85
圖 5-4	完整訊號接線實際影像	87
圖 5-5	NI USB-6341 差動輸入、放大器與感測器接線示意圖	88
圖 5-6	訓練流程圖	89
圖 5-7	(a) 原始波形 (b) 經 S-G Filter 後的波形 (c) 經 Lowpass Filter 後的波形 (d) 原始波形的頻譜圖，可以觀察到主要頻段落在 10 Hz 以內，因此截止頻率會設在 10 Hz	90
圖 5-8	199 個特徵的重要性評分排序圖 (F-score 與 MI)	93
圖 5-9	F-score 與 MI 特徵選擇交集韋恩圖	93
圖 5-10	不同指令下特徵分佈情形對比圖。盒體表示該特徵數值的四分位範圍 (第 25 百分位至第 75 百分位，Q1-Q3)；中線為中位數 (第 50 百分位，Q2)；盒體外的圓點表示落在此正常變異範圍之外的極端數值，為離群點。(a) 顯示被特徵選擇方法(F-score 與 MI)共同選中的特徵 43，其於不同語音指令下的特徵數值分佈差異顯著，特別在類別 4 中呈現明顯抬升，具良好分類區辨能力。(b) 顯示未被選中的特徵 171，其雖具有較大的數值變異範圍，但在各指令間分佈重疊程度高，缺乏區辨性，	

	無法有效支持分類任務。	94
圖 5-11	易於影像辨識度的前六個手勢[62].....	96
圖 5-12	預測流程圖	97
圖 5-13	隨機森林 (Random Forest) 分類報告	98
圖 5-14	隨機森林 (Random Forest) 混淆矩陣	99
圖 5-15	支持向量機 (SVM) 分類報告	100
圖 5-16	支持向量機 (SVM) 混淆矩陣	101
圖 5-17	多模型投票分類器 (Voting Classifie) 分類報告	102
圖 5-18	多模型投票分類器混淆矩陣	103
圖 5-19	Gini impurity reduction 分析特徵貢獻程度	104
圖 5-20	Permutation Importance 分析特徵預測效能貢獻度.....	104
圖 5-21	正確率分佈直方圖	106
圖 5-22	LDA 視覺化圖 (a) 四個字的指令與易混淆詞彙 (b) 三個字的指令與 易混淆詞彙 (c) 二個字的指令與易混淆詞彙.....	107
圖 5-23	特徵選擇優化架構示意圖	108
圖 5-24	優化後的預測流程圖	109
圖 5-25	處理流程時序圖	110
圖 5-26	無聲語音辨識氣動手掌控制系統整合實體架構圖	111
圖 5-27	六組無聲語音指令對應之氣動仿生手掌動作示意圖 (a) 張開手掌 (b) 捏取東西 (c) 握拳 (d) 指向上 (e) 幸運七 (f) 比耶.....	112
圖 5-28	使用者實際佩戴感測器透過無聲語音指令驅動氣動仿生手掌的即時操 作過程時間序列	113

表次

表 1-1	常見無聲語音辨識技術比較與本研究方法之整體優勢分析	2
表 2-1	不同 SSR 方法之優劣比較	15
表 3-1	曝光機的設備與耗材資訊	30
表 3-2	蝕刻機的設備與耗材資訊	33
表 3-3	離子佈植機的設備與耗材資訊	35
表 3-4	退火處理設備的設備與耗材資訊	36
表 3-5	掃描式電子顯微鏡的設備與耗材資訊	37
表 3-6	I-V 兩點探針電性量測系統的設備與耗材資訊	39
表 3-7	拉伸測試機的設備與耗材資訊	40
表 3-8	雷射共軛聚焦顯微鏡的設備與耗材資訊	41
表 3-9	多功能資料擷取裝置及放大器的設備及耗材資訊	44
表 3-10	各材料規格及相關資料	48
表 4-1	製程總覽表	79
表 5-1	應變規在不同文獻的應變係數比較	86
表 5-2	所有特徵介紹	91
表 5-3	不同特徵選擇方法及組合下，特徵子集的特徵數量與分類準確度比較。	92
表 6-1	感測方式與技術相關文獻比較	115

符號說明

符號	名稱	符號	名稱
A	感測電阻橫截面積	R_0	初始電阻
ΔA	截面積變化量	ΔR_p	標準差
ε	應變	ΔR	電阻變化量
E	楊氏模數	ρ	材料電阻率
G	增益	$\Delta \rho$	電阻率變化量
k	消光係數	$S_{F\text{-score}}$	F-score 選擇的特徵集
L	感測電阻長度	S_{MI}	互信息選擇的特徵集
ΔL	長度變化量	$S_{\text{Intersect}}$	$S_{F\text{-score}}$ 和 S_{MI} 的交集
n	折射率	S_{Union}	$S_{F\text{-score}}$ 和 S_{MI} 的聯集
π_{12}	橫向壓阻係數	σ_1	X 軸方向的正向應力
π_{44}	剪應力下的壓阻係數	σ_2	Y 軸方向的正向應力
π_{eff}	等效壓阻係數	σ_3	Z 軸方向的正向應力
π_{11}	縱向壓阻係數	σ_4	YZ 面的剪應力
π_t	橫向壓阻係數	σ_5	ZX 面的剪應力
π_l	縱向壓阻係數	σ_6	XY 面的剪應力
R	電阻值	σ_l	縱向應力
R_G	增益電阻	σ_t	橫向應力
R_p	參雜距離	ν	柏松比

第1章 緒論



1.1 前言

隨著人工智慧 (Artificial intelligence, AI) 與物聯網 (Internet of things, IoT) 等智慧科技日益普及，人機互動 (Human-machine interaction, HMI) 已逐漸成為現代智慧系統與資訊科技應用中不可或缺的關鍵技術。在眾多人機互動方式中，語音辨識技術 (Speech recognition, SR) 以其自然、直接且具直覺性的操作方式，迅速普及於各種智慧家庭、消費電子、穿戴裝置及智慧醫療等領域。使用者僅需透過語音指令，即可輕鬆進行設備控制、訊息傳遞或資訊查詢等操作，提升生活便利性與效率。

然而，傳統的語音辨識技術仍然存在許多限制，明顯影響其在特定情境或特殊族群的實際應用。舉例來說，在公共場合、工業現場或交通運輸等環境噪音明顯的場合，語音辨識準確率通常會顯著下降。此外，對於語音障礙或聲帶疾病患者，例如：中風、肌萎縮性側索硬化症患者等而言，傳統語音辨識更難以發揮作用。更進一步地，隨著資訊隱私與個人隱密性的日益重視，在許多場合使用語音控制可能造成隱私暴露風險，尤其在公共空間或需要低聲安靜操作的場合。因此，尋找替代方案以克服上述語音辨識技術的限制，已成為人機互動領域的重要研究課題。

在此背景下，無聲語音辨識 (Silent speech recognition, SSR) 技術應運而生。SSR 技術的核心概念是不需要使用者實際發出聲音，而是藉由偵測語音發聲時伴隨的生理訊號或臉部動作，以辨識使用者欲表達之語意內容。由於不需實際發聲，無聲語音辨識能有效克服環境噪音干擾、語音障礙者溝通困難，以及隱私暴露的問題。目前常見的無聲語音辨識方法多使用表面肌電圖 (Surface electromyography, sEMG)、影像處理或喉部振動感測等方式，但這些技術在穿戴舒適性、設備體積或實用性方面仍存在不足，例如肌電訊號需要貼附於皮膚且容易受位移干擾，影像系統則對光源與視覺遮擋敏感，無法滿足日常生活的便捷與即時需求。

與此同時，多數無聲語音辨識研究致力於辨識大規模詞彙，導致系統複雜度高、運算負擔大，難以實現即時控制。相較於追求完整語音辨識、需處理龐大運算而耗時耗能的通用型複雜系統 (General-purpose complex systems)，本研究另闢蹊徑，採取一種目標導向的精簡化策略 (A target-oriented, streamlined strategy)，專注於辨識

一組有限但關鍵的指令集。此策略旨在開發一套反應快速、低延遲且高度可靠的無聲語音辨識系統，不僅大幅降低了系統的運算負擔，更使其在即時人機互動應用中具備顯著優勢，並以無線氣動仿生手掌之即時控制作為系統效能的最終驗證。

如表 1-1 所示，透過比較常見的 sEMG、影像處理及喉部振動感測等無聲語音辨識方法，可見這些方法各自在穿戴舒適性、訊號穩定性與設備微型化等方面皆存在明顯限制，進一步凸顯出本研究所提出的高靈敏柔性壓阻感測方案之必要性與實用性。

表 1-1 常見無聲語音辨識技術比較與本研究方法之整體優勢分析

技術方法	穿戴舒適性	設備體積	訊號穩定性	成本	侵入式	Ref.
sEMG	低 (需貼電極)	中	中 (受電極位移影響)	中	否	[1] - [5]
影像處理	高 (非接觸)	大	低 (易受光線與遮擋干擾)	高	否	[6], [7]
喉部振動	中 (貼附頸部)	中	中 (會受貼合與活動影響)	高	否	[8], [9]
腦電波	低 (需戴帽/電極)	中~大	中 (雜訊高、易受干擾)	高	否	[10],[15]
皮下電極	低 (需穿刺植入)	小~中	高 (訊號穩定但受生理變化影響)	高	是	[11]
半導體 應變規	高 (輕薄貼附)	小 (微感測元件)	高 (直接感測臉部應變)	中	否	This study

因此，本研究提出以高靈敏度且具良好柔性的壓阻式應變感測器作為無聲語音辨識的核心元件。透過微機電系統 (Micro electro mechanical systems, MEMS) 技術，本研究開發出厚度僅 175 nm 的單晶矽壓阻式應變感測元件，具有高靈敏度與

良好的貼附性，可輕易且舒適地貼附於使用者臉部指定區域，直接量測說話時臉部微小的表面形變。研究並透過商用有限元素分析軟體 (Abaqus) 進行應變感測器結構設計與模擬分析，確認所設計的感測元件能有效擷取臉部表面變形訊號。為進一步實現即時辨識與控制，本研究使用 NI 資料擷取系統 (DAQ) 進行多通道即時訊號擷取，結合訊號前處理、特徵萃取及特徵選擇，並應用隨機森林分類模型進行語音指令的辨識，成功達成約 91.1% 的準確率與 0.91 的 macro-F1 分數。最後，辨識結果透過藍牙模組即時無線傳輸至 Arduino 控制系統，並驅動氣動仿生手掌系統進行手勢動作反饋，成功展示本研究系統於穿戴式人機介面、醫療輔具及智慧控制等應用場域的潛力。

本研究所提出的高靈敏柔性壓阻式應變感測系統，結合目標導向的精簡化辨識策略，透過創新的元件設計與即時訊號處理演算法，提供了無聲語音辨識領域一個實用性強、穿戴舒適性佳且應用彈性高的解決方案，對推動未來智慧人機互動技術的發展具有重要價值。

1.2 研究背景與動機

隨著無聲語音辨識技術逐漸受到重視，許多研究團隊已積極探索能有效取代傳統聲學語音辨識的方法。目前 SSR 技術的主要發展路線可分為幾種不同的生理訊號偵測方式，如表面肌電訊號、影像處理、喉部振動感測、腦電波 (Electroencephalography, EEG) 等方法。這些技術的比較與分析如前節表 1-1 所示：表面肌電訊號感測雖具備一定的訊號穩定性，但其電極貼附方式對位移十分敏感，而為提升固定效果所採取的措施又常伴隨侵入性問題，進而影響使用者的接受度；影像處理方法雖然具備非接觸式的優點，但在複雜的日常環境中，其辨識效能不僅易受到光源變化、視線遮擋等不可控因素的顯著影響，且常受限於攝影器材特定的擺放需求、體積大小，進而影響系統的佈署彈性與便攜性；喉部振動感測技術則在穿戴舒適性與訊號穩定性兩方面的表現均未臻理想，難以滿足高效能應用的要求；至於腦電圖方法，儘管其為探索腦部活動與語音意圖連結提供了途徑，然因其設備成本高昂、穿戴設置繁瑣，且原始訊號處理複雜、穩定性偏低，目前多數仍停留在實驗室研究階段，距離廣泛的實際應用仍有相當差距。此外，本研究亦評估市售商用應變規之可行性，但發現其在物理尺寸、機械特性與整合性上均無法滿足本應用

需求。市售應變規多為毫米級，其空間解析度不足以偵測臉部特定肌肉群的局部化微應變；其次，其基板剛性較高，難以與柔軟且動態的臉部皮膚達成完美的共形貼附，易導致訊號失真。因此，為實現高靈敏度、高解析度的臉部應變量測，自行研發專用的微型可撓式感測器成為本研究的必要前提。這些不足共同凸顯了研發一種兼具高穩定度、高舒適性、強環境適應性及良好實用價值之新型無聲語音辨識感測技術的迫切性與重要性，此亦為本論文後續研究之主要動機。

本研究經詳細考量後，選擇使用臉部表面應變訊號作為無聲語音辨識系統的主要訊號來源。相較於其他生理訊號，臉部表面的微小形變可直接且精確反映使用者發聲時的肌肉活動與語音內容變化，且量測方式非侵入式，對使用者的穿戴舒適性影響極低。在臉部應變訊號的偵測上，本研究進一步選擇壓阻式 (Piezoresistive) 感測技術。在此應用中，感測器的靈敏度，即應變係數，是影響辨識成敗最關鍵的參數。然而，要將硬脆的壓阻材料應用於柔軟的皮膚上，必須在靈敏度與可拉伸性 (Stretchability) 之間進行策略性權衡。根據 Yang & Lu[80] 的理論框架，此二者存在根本性的相互制約關係。為此，本研究參考其理論模型進行設計，該模型預測一個具備 30% 可拉伸性的柔性系統，其 GF 值約為 3.27。因此，本研究便以此數值作為設計與優化的核心參考目標，旨在實現靈敏度與可撓性的最佳平衡。

為達成此一高靈敏度目標，本研究在感測元件的材料與結構上進行了詳細的設計。在材料方面，選用絕緣矽晶圓 (Silicon-on-insulator, SOI) 中的超薄 (175 nm) 單晶矽層作為壓阻式感測材料來源。為最大化其內生壓阻效應，我們沿著 P 型單晶矽壓阻係數最高的 $\langle 110 \rangle$ 晶向進行圖案化，並透過離子佈植 (Ion implantation) 技術精確調控其電阻率，這電阻率會是我在設計應變規形狀參數的指標。在結構方面，為實現高空間解析度的局部量測，並進一步放大應變訊號，感測器透過微影及蝕刻製程被圖案化為線寬 60 μm 的微米級蛇紋結構。此結構能將感測路徑緊湊收納於微小面積中，將基板的微小形變放大為矽材料本身顯著的局部應變，從而提升有效 GF 值。

本研究所提出的感測器設計採用多通道佈局，共包含四個主要區域，每個區域皆包含兩個互相垂直之感測元件，以形成八通道之完整系統，如圖 1-1。此多通道設計之目的在於捕捉臉部不同肌群的微細動作，透過多維度的訊號擷取，能更準確且穩定地反映不同語音指令的微小差異，進而提升系統分類模型的辨識準確度。

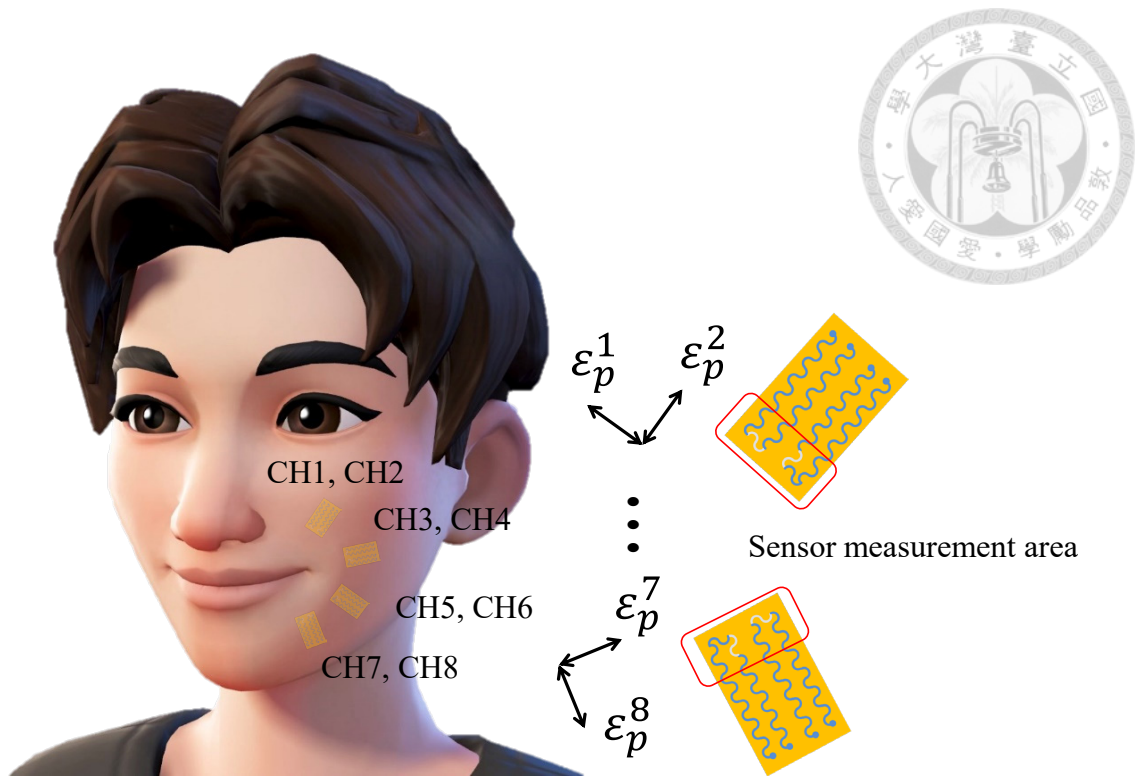


圖 1-1 多通道感測器佈局示意圖

訊號處理方面，本研究將擷取之多通道訊號進行前處理、特徵萃取及特徵選擇後，透過機器學習分類模型進行辨識，如圖 1-2 所示，本研究所建構之系統包含多通道訊號擷取、特徵處理、分類模型與動作控制等模組，流程自感測器訊號輸出至氣動手掌控制，皆具即時性與整合性。其中使用隨機森林作為分類核心，係因其計算成本合理、可處理高維特徵，且易於整合至即時訊號處理平台。為進一步提高系統實際應用之穩定性，本研究特別加入「空白指令」樣本於訓練資料集中，並且佔比高達 50%，其嘴型與目標語音指令高度近似，藉此使模型能有效排除非指令訊號。此外，本研究更設定最大正確率閾值 (Threshold) 作為模型後處理策略，當分類信心不足時將自動歸類為空白指令，有效避免日常生活中非指令輸入造成的誤動作與誤觸問題。

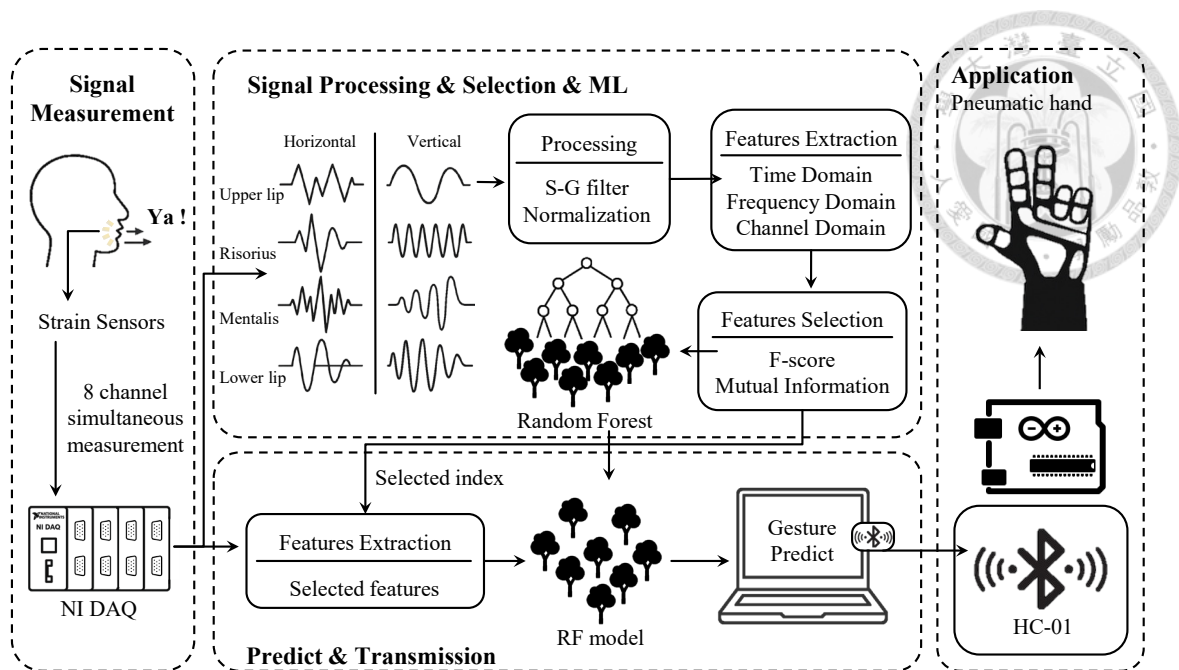


圖 1-2 本研究所建構之無聲語音辨識與氣動控制整合系統流程圖

最終，本研究將所開發之可撓式壓阻感測 SSR 系統應用於氣動仿生手掌控制，使用藍牙模組與 Arduino 控制器實現辨識結果之即時傳輸與動作反饋。此系統展現了高度的即時性、穿戴舒適性與穩定性，未來可廣泛應用於醫療輔具、復健裝置、智慧家庭控制、人機界面、虛擬實境操控，以及遠端機械控制等多元領域，具有高度的實用潛力與應用價值。

1.3 論文架構

第一章主要闡述研究背景與動機，說明傳統語音辨識在特定情境下的限制，並引出無聲語音辨識技術的重要性與現有方法的挑戰。接著概述本研究旨在透過開發以臉部表面應變為基礎的無聲語音辨識系統，結合高靈敏度可撓式壓阻感測器與機器學習模型，克服現有技術瓶頸，並實現對無線氣動仿生手掌的即時控制，以驗證系統的實用性與潛力。

第二章將深入探討無聲語音辨識的相關理論與技術發展。內容涵蓋目前主流的無聲語音辨識方法，包括影像、光學式、生理訊號式 (sEMG/EEG) 及表面應變感測法，並比較其優缺點。接著，詳細介紹應變感測器的原理，特別是壓阻效應，以及單晶矽作為感測材料的特性、結構的幾何形狀考量和導電線材料選擇。此外，本章亦將回顧感測訊號處理與特徵擷取技術，包括前處理與特徵擷取及選擇方法。

最後，概述常用的機器學習分類方法，如隨機森林、支持向量機 (SVM) 及深度學習 (Deep Learning)，並說明本研究模型選擇的依據。

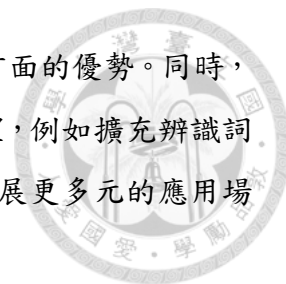
第三章中詳細介紹本研究中所使用的各項關鍵儀器設備。內容包括用於感測器製作的製程設備，如曝光機 (Aligner)、電感耦合電漿蝕刻機 (ICP-RIE)、離子佈植設備及快速熱退火處理設備的原理與規格。同時，亦說明用於感測器特性分析與訊號量測的設備，包括掃描式電子顯微鏡 (SEM)、兩點探針 I-V 量測系統、拉伸測試平台以及感測訊號擷取模組。最後，介紹用於系統整合與應用驗證的 Arduino 微控制器平台與氣動手掌模組。

第四章將聚焦於可撓式壓阻感測器的詳細設計原則、模擬分析與完整製作流程。首先闡述感測器的設計考量，包括蛇紋 S 型應變規的結構設計與 P 型單晶矽的材料選擇及晶向配置，並透過有限元素模擬分析 (FEA) 進行設計驗證與優化。接著，依次詳述感測圖案製作的各項微機電製程步驟，包括離子佈植、光阻塗佈、接觸式曝光、顯影及乾式蝕刻。隨後，說明將感測結構由硬質基板轉移至柔性基板的 PDMS 轉印整合技術，包含感測結構的濕式蝕刻釋放、PDMS 的製備與拔取，以及與柔性 PI 基板的貼合轉印。最後，詳述導線製作與封裝處理，包括導電高分子聚 (3,4-乙撐二氧噻吩):聚 (苯乙烯磺酸) (poly (3,4-ethylenedioxythiophene) :poly (styrene sulfonate) , PEDOT:PSS) 的備製、導線圖案定義，以及多通道感測器的最終組裝與臉部貼附佈局策略。

第五章中說明所開發系統的訊號處理流程、機器學習模型的建置細節以及系統的整體效能驗證。首先進行感測器的拉伸試驗與訊號響應驗證，評估其在不同應變與溫度下的電阻響應特性，包括靈敏度、方向選擇性與穩定性。接著描述多通道應變訊號同步擷取系統的架構與運作方式。然後，詳細闡述訊號的前處理方法 (正規化、Savitzky-Golay 濾波)、特徵提取 (時域、頻域、非線性動力學及跨通道特徵) 以及基於 F-score 與互信息的特徵選擇策略。在此基礎上，進行分類模型的訓練與結果評估，比較不同模型，如隨機森林、SVM 的辨識準確率、F1-score 等性能指標，並探討「空白指令」設計與最大正確率閾值設定對於提升系統穩定性的作用，以及分類處理速度的優化策略。最終，展示完整的系統整合與在氣動手掌上的應用，透過即時控制驗證系統的有效性。

第六章為總結本論文的研究成果與主要貢獻，再次強調所提出之整合可撓式

壓阻感測器的無聲語音辨識系統在效能、穿戴舒適性與實用性方面的優勢。同時，針對本研究的潛在限制進行討論，並對未來的研究方向提出展望，例如擴充辨識詞彙庫、優化即時訊號處理演算法、導入可解釋性 AI 模型以及拓展更多元的應用場景等，期能為後續研究者提供參考。



第2章 文獻回顧與理論基礎



2.1 無聲語音辨識

無聲語音辨識指的是一種不透過發出聲音，而藉由感測臉部、喉部或語音相關器官的肌肉運動、形變或腦部活動訊號，進行語意識別與溝通的技術。Denby 等人 [15] 提出 SSR 是一種「透過解碼非聲學訊號以恢復語音或文字的方法」，其主要應用於語音障礙人士的溝通輔助裝置、人機介面或在高噪音環境下的通信輔助工具。

隨著全球逐漸進入老齡化社會，相關的語音溝通輔助需求日益增加；同時，伴隨著智慧穿戴裝置與人工智慧技術的蓬勃發展，SSR 成為重要的研究方向。相較傳統聲音辨識系統，SSR 能在高噪音環境、無法發聲的情況下保持良好的準確性與隱私性，因此逐漸受到全球關注。目前主流的 SSR 技術可大致分為以下幾個方法。

2.1.1 影像、光學與雷達式

在語音過程中，臉部表面肌肉會產生複雜的變形與微小動作，這些變形資訊蘊含豐富的語意訊號，亦成為無聲語音辨識的潛在來源。傳統以來，對於臉部變形的觀測多依賴可視化技術，如高速攝影結合影像追蹤分析 (Image-based motion tracking)，或利用三維數位影像相關法 (3D Digital image correlation, DIC) 重建臉部動態表面拓撲[52]。這些方法雖具備高空間解析度與全面的形變資訊，但多仰賴體積龐大的設備、嚴格的環境控制條件，並需進行複雜的影像校正與運算處理，因此不易轉化為穿戴式或即時應用。

Tao Sun 等人開發一套非侵入式的臉部表面應變量測系統[6]，利用 3D DIC 技術結合高解析攝影機與點雜訊投影，如圖 2-1 (a) 所示，在無需貼附感測器的情況下成功重建臉部皮膚在講話與表情動作中的三維形變場，並可量測到 1-3% 的臉部表面應變，如圖 2-1 (b)。此研究進一步指出，臉部表情產生的表面應變在嘴部周圍最大，且不同語音動作具有可重現的空間應變分布特徵。此外，該方法可有效辨識神經退化病患，例如：漸凍人 ALS 與正常人之間在皮膚變形頻率與擴散範圍上的差異，顯示臉部表面應變是一項潛力極高的生物指標。然而，DIC 系統對硬體條件與場域環境高度依賴，難以部署於日常使用或可攜式設備中。

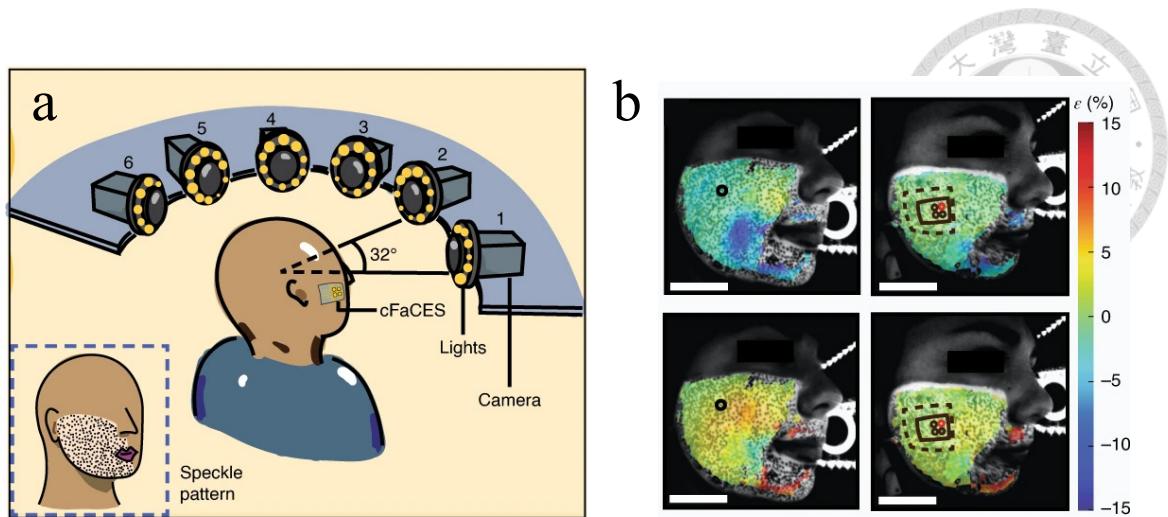


圖 2-1 使用相機陣列進行臉部 3D DIC 掃描及臉部應變圖[6]

另外一類方法是使用超音波、光學攝影或電磁式口腔動作追蹤系統，捕捉舌頭、嘴唇及口腔的動作特徵，例如 Hueber 等人[21]-[25]提出以超音波舌頭影像配合視訊影像進行無聲語音辨識的方法，如圖 2-2 所示；Perkell 等人[26]與 Hoole 和 Nguyen[27]則使用電磁式關節描記法 (EMA) 紀錄舌頭與嘴唇動作。然而，這類方法的設備體積龐大，通常需要昂貴的設備與高度的訊號處理技術，難以實現在日常可攜帶裝置或即時互動應用。

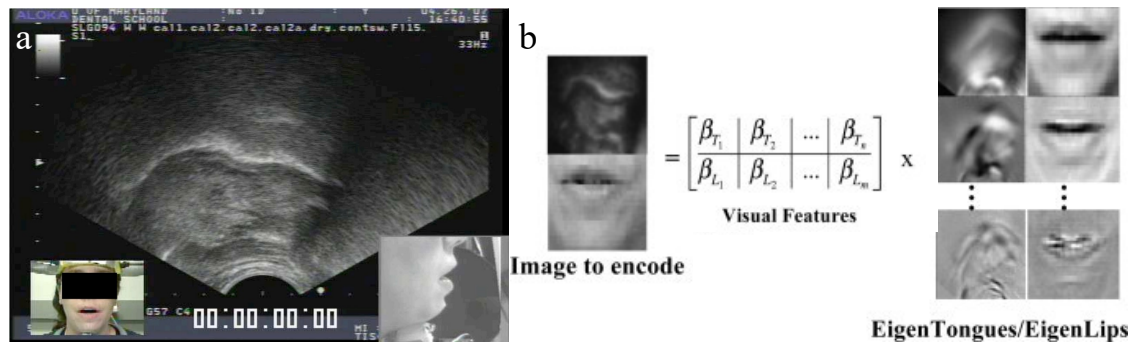


圖 2-2 (a) 唇部超音波聲道影像 (b) 透過影像及超聲波進行訓練辨識[23], [25]

綜合上述，儘管影像處理與超音波系統皆已證明臉部變形可被可靠量測並應用於語音相關辨識，但在可攜性、簡易部署與穩定性方面仍具挑戰。

2.1.2 生理訊號 (sEMG/EEG)

在 sEMG 應用方面，研究者致力於從臉部或頸部肌肉活動中提取語音信息。例如，Jou 等人[28]針對連續語音辨識，提出了基於音素 (Phoneme) 聲學模型的

sEMG 特徵提取方法，透過將訊號分解至不同特徵空間以保留有用資訊並降低噪聲，同時也對 sEMG 相對於語音訊號的預期效應進行了建模，在一個包含 108 個詞彙的解碼任務中，其提出的新特徵提取方法將詞錯誤率從 86.8%顯著降低至 32.0%。Schultz 和 Wand[29]則進一步探討了在基於 sEMG 的連續語音辨識中，如何透過音素特徵捆綁 (Phonetic feature bundling) 的方法來模擬協同發音 (Coarticulation) 現象。他們在一個包含多說話者、大詞彙量的 EMG-PIT 語料庫上進行了實驗，結果顯示，對音素特徵間的相互依賴性進行建模，相較於傳統的基線 (Baseline)系統，詞錯誤率相對降低了超過 33%，在最佳辨識說話者的 101 詞詞彙任務中達到了 10%的詞錯誤率，顯示了 sEMG 在靜默語音介面應用上的潛力。此外，sEMG 也被應用於預測更細微的發聲器官運動，如 Eskes 等人[5]的研究證明，臉部 sEMG 訊號足以預測三維唇形變化。他們採用主成分分析 (PCA) 和改進的廣義回歸神經網絡 (GRNN) 方法，成功以約 2.8 毫米的平均精度預測唇形，如圖 2-3。

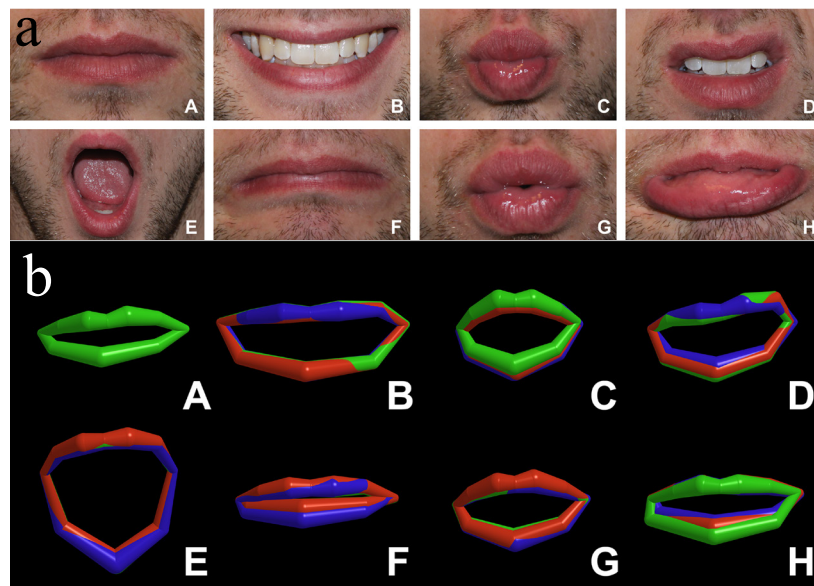


圖 2-3 臉部表情與其 3D 影像重建追蹤唇形；紅色：基於 PCA 的非線性回歸估計的唇形。藍色：基於 GRNN 的擴展非線性回歸估計的唇形。[5]

儘管基於 sEMG 的語音技術取得了一定的進展，但其穩定性與可靠性仍面臨挑戰。Abdoli-Eramaki 等人[19]的研究明確指出，汗液的積累會對 sEMG 訊號的振幅產生顯著影響。研究發現，每增加 0.02 毫米的汗液層，根據所用電極類型，訊號振幅會分別衰減近 2%和 3%。這意味著在實際應用中，尤其是在長時間佩戴

或運動狀態下，汗液干擾可能導致訊號失真，進而影響辨識的準確性。此外，電極的移位也是影響 sEMG 訊號穩定性的常見因素。

相較於 sEMG，EEG 技術則試圖直接從大腦活動中解碼語音意圖，尤其針對無聲語音 (Silent speech) 或想像語音 (Imagined speech) 的辨識。Porbadnigk 等人 [30] 探討了利用 EEG 訊號辨識使用者想像說出特定詞彙時的腦波活動。然而，他們的研究也揭示了潛在的實驗設計問題：在詞彙以區塊方式呈現時，所觀察到的良好辨識效能可能並非真正來源於對詞彙相關腦部活動模式的辨識，而更可能是由於腦波中與時間相關的假影 (Temporal correlated artifacts)。實驗結果顯示，當詞彙以區塊模式呈現時，平均辨識率可達 45.5%，但在其他呈現模式 (隨機或序列呈現) 下，辨識率則降至機會水平。進一步分析其混淆矩陣圖 2-4 亦顯示，模型的錯誤判斷與刺激呈現時間相依，誤判主要發生於時間鄰近區塊。此研究證明在使用 EEG 進行 SSI 訓練時，必須避免資料呈現順序固定、重複等條件，以防止模型學習到非語意的時間標記訊號。這項發現對於 EEG 在語音辨識領域的應用提出了重要的警示，即必須謹慎控制實驗流程以避免潛在的混淆因素。

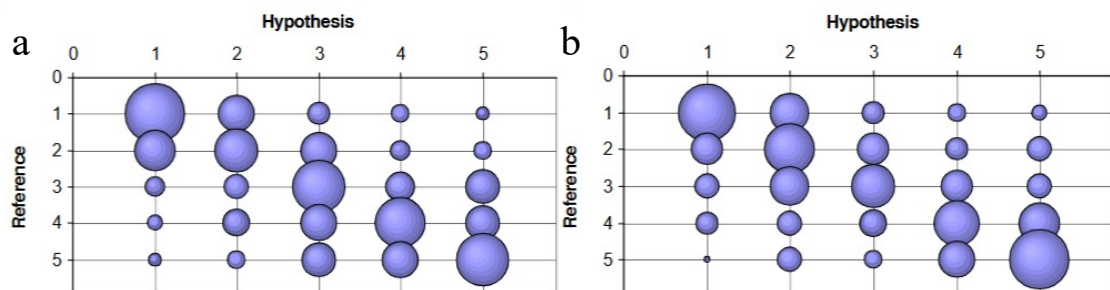


圖 2-4 混淆矩陣 (Bubble size matrix)：(a) Alphabetical blocks (b) Reordered blocks[30]

總結來說，sEMG 和 EEG 等生理訊號為語音辨識和相關人機互動技術提供了有前景的途徑。sEMG 在捕捉發音肌肉活動方面展現了潛力，尤其在連續語音和唇形追蹤方面取得了一定的成果，但仍需克服汗液干擾、電極穩定性以及優化特徵提取等挑戰。而 EEG 在解碼語音意圖方面雖然概念吸引人，但其研究結果提示我們必須更深入地理解訊號的本質，並排除實驗設計中可能導致誤導性結論的因素。未來的研究需要在提升訊號擷取穩定性、開發更穩健 (Robustness) 的特徵和模型，以及釐清訊號與語音意圖的真實關聯。

2.1.3 表面應變感測法

表面應變感測法 (Strain gauge-based method) 近年來已成為無聲語音辨識領域中一個極具潛力的新興方向。此技術的核心原理是利用貼附於使用者臉部、頸部或喉部[13],[14]等與發聲相關肌肉群周圍皮膚表面的微型、高靈敏度應變感測器，即時捕捉因肌肉運動而引發的皮膚微小形變。這些形變模式與特定的語音或發聲意圖緊密相關，透過後續的訊號處理與機器學習演算法，即可解碼出使用者意欲表達的內容。相較於傳統的表面肌電訊號或影像處理方法，表面應變感測法在穿戴舒適性、抗環境干擾能力以及訊號的直接性與穩定性方面展現出顯著優勢，使其更適合於日常情境下的長時間佩戴及實際人機互動應用。

學術界與產業界已有多項研究成果展示了表面應變感測法在 SSR 應用上的可行性與優越性。Kim 等人[16]開創性地採用了基於極薄單晶矽 (Ultrathin crystalline silicon) 的蛇行結構 (Serpentine structure) 應變規陣列。研究中，這些厚度僅數百奈米的感測元件透過 PDMS 的轉印技術，被整合至柔性基板上，並直接貼附於受測者臉部特定區域，如圖 2-5 (a)。這種設計不僅確保了感測器與皮膚的高度共形貼合 (Conformal contact)，也使其能夠精確捕捉發聲時臉部皮膚的細微應變。結合深度學習中的三維卷積神經網路 (3D convolutional neural network, 3D CNN) 架構，該系統成功辨識了包含英文字母、數字及日常詞彙在內的多達 100 個詞彙，辨識準確率超過 92%。更進一步，透過區域面積特徵分析方法 (Regional characterization area method, R-CAM) 及應變熱圖 (Strain heatmap) 可視化技術 (圖 2-5 (b))，深入探討了臉部不同區域 (如嘴角、下顎、法令紋周圍) 在語音活動中的應變特徵差異性 (圖 2-5 (c))，並據此提出了感測元件的最佳化配置策略，為後續研究者在感測器佈局設計上提供了重要參考。

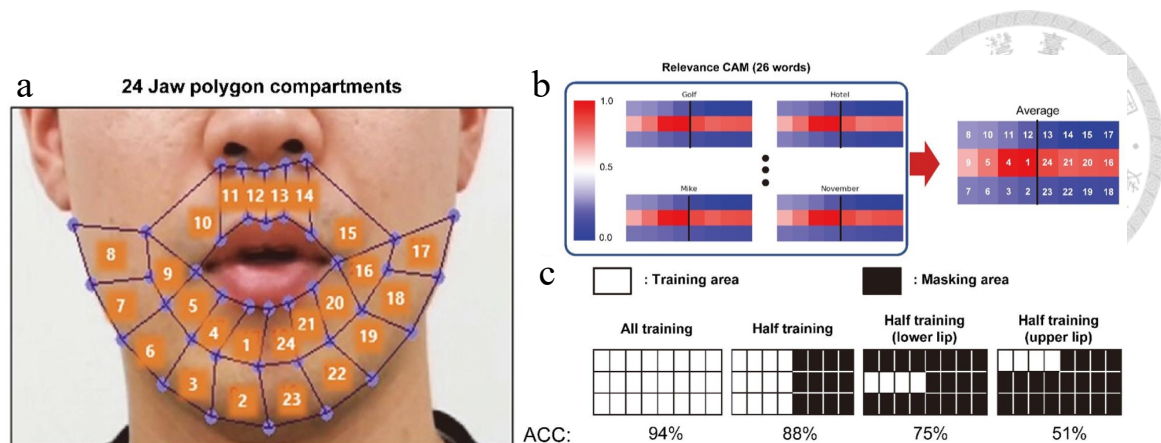


圖 2-5 (a) 嘴部周圍 24 個隨機區域 (b) 在 26 個辭彙下的 R-CAM 分析 (c) 對 26 個辭彙進行識別準確率[16]

另一方面，針對穿戴舒適性與長期監測的穩定性需求，Wang 等人[18]開發了一種具有優異柔軟性和透氣性的奈米網狀 (Nanomesh) 結構應變感測器。該感測器的主體材料為聚氨酯-聚二甲基矽氧烷 (PU-PDMS) 複合材料或聚酰亞胺，整體厚度極薄，僅約數百奈米，使其能夠如“第二層皮膚”般緊密貼合於人體表面，最大限度地減少對皮膚自然運動的機械約束，並提供極佳的穿戴體驗。此奈米網狀結構賦予了感測器高達約 555 的應變係數，遠超傳統金屬薄膜應變規。實驗結果表明，該感測器在執行朗讀、默念等不同語音任務時，均能穩定擷取皮膚應變訊號，並且在長時間佩戴後仍能保持優異的訊號一致性與耐久性，充分展示了奈米網狀結構在長期、自然情境下人體運動監測與 SSR 應用中的巨大潛力與優勢。

除了材料與結構的創新，研究者們亦探索了將應變感測器與日常穿戴物品整合的可能性。E-MASK 系統便是一個典型例子[12]，將可撓式高靈敏應變感測器直接嵌入日常口罩的內側，如圖 2-6 (a)，利用口罩作為感測器的載體與定位輔助。這種設計巧妙地將感測技術融入日常用品，無需額外的佩戴步驟，並且口罩的外型在公共場合中提供了良好的隱蔽性 (圖 2-6 (c))，提高了社會接受度。E-MASK 系統在針對 21 個基本語音指令的辨識測試中，於坐姿和步行等不同情境下分別達到了約 84.4%和 79.1%的辨識準確率，初步驗證了此類整合設計在動態環境下的可行性與穩定性。

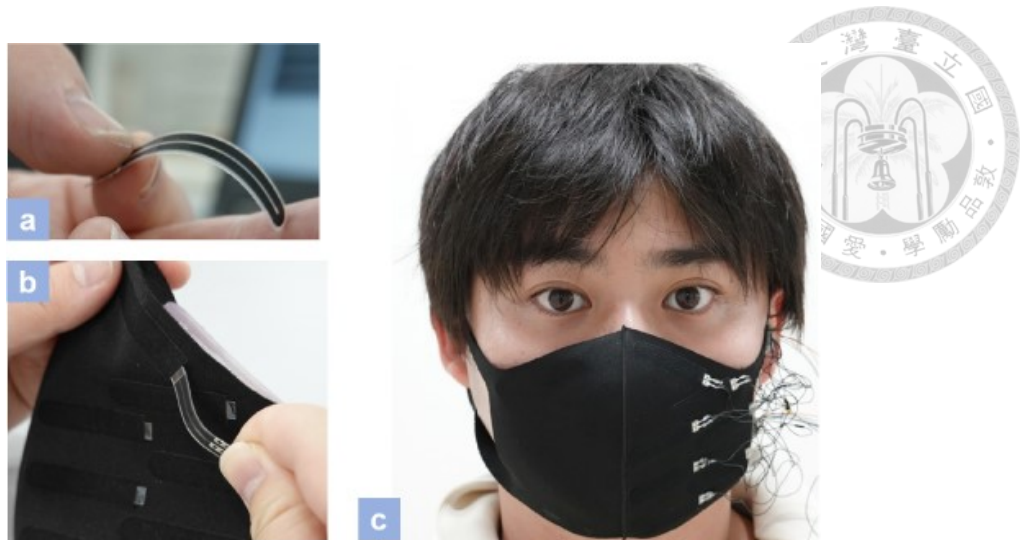


圖 2-6 (a) 應變感測器 (b) 應變感測器固定於口罩上 (c) 佩戴 E-Mask 的正面視圖[12]

此外，追求極致輕薄化與皮膚共形性的研究也取得了顯著進展。例如電子紋身 (Tattoo-like) 的柔性貼附式感測器[17]，該感測器採用了厚度僅約 1.2 微米的超薄金屬導電層，並設計成波浪狀結構以增強其可拉伸性與皮膚貼合度。這種紋身式感測器即使在臉部經歷高達約 45% 的極端大應變情況下，仍能有效地維持穩定的訊號擷取。結合機器學習演算法，該系統成功辨識了多達 110 個日常詞彙，整體辨識準確率達到 92.64%，並在運動、飲食及吵雜環境等多種真實生活場景中成功應用於人機互動，展現出極佳的實用性與廣泛的應用前景。

綜合上述方法比較，本研究提出的應變式 SSI 系統在感測原理的直接性、材料與結構設計的多樣性，以及在高靈敏度、優良穿戴舒適性與不同應用情境下所展現出的穩定性能方面具有明顯優勢，表 2-1 整理了不同 SSR 方法的特性比較。

表 2-1 不同 SSR 方法之優劣比較

方法類型	優點	缺點
影像、光學、雷達	非接觸、非侵入式、具高解析度	設備體積大、成本高、即時性差、易受環境光線影響
生理訊號 (sEMG/EEG)	直接捕捉生理意圖、成熟度高	穿戴繁瑣、不適合長時間配戴、訊號易受電極位移與汗水干擾
表面應變感測法 (本研究)	穿戴舒適、訊號穩定、即時響應佳	初期需校準與精確位置貼附，對製程精度要求高



2.2 應變感測器

2.2.1 壓阻效應

本研究使用壓阻式應變感測器作為無聲語音辨識系統的核心元件，利用貼附於臉部的感測器精準量測肌肉微小形變產生的訊號變化。壓阻式應變感測器的運作原理為材料受到機械應力作用時，內部電阻率因載子濃度、載子遷移率以及材料幾何尺寸的改變而發生變化，稱為壓阻效應 (Piezoresistive effect)。此電阻的相對變化可表示為(2.1)：

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} \quad (2.1)$$

上式中， ρ 為材料電阻率， L 為材料長度， A 為材料橫截面積。特別對於單晶矽等半導體材料，電阻率的變化是影響電阻值改變的主要因素，因此可進一步簡化成以下壓阻效應方程式(2.2)：

$$\frac{\Delta R}{R} = \pi_l \cdot \sigma_l + \pi_t \cdot \sigma_t \quad (2.2)$$

其中， π_l 和 π_t 分別代表感測器縱向及橫向的壓阻係數，而 σ_l 和 σ_t 則對應縱向及橫向應力[31], [35]。當材料處於三維應力狀態時，其壓阻行為的各向異性可由以下壓阻係數矩陣表示(2.3)：

$$\begin{bmatrix} \Delta \rho_1 \\ \Delta \rho_2 \\ \Delta \rho_3 \\ \Delta \rho_4 \\ \Delta \rho_5 \\ \Delta \rho_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{11} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{12} & \pi_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

此矩陣明確地呈現了矽晶材料內部的各向異性壓阻特性，並透過應力分量精確反應出電阻變化情形[45], [46]。

本研究選用摻雜硼 (Boron) 的 P 型 (P-type) 單晶矽作為感測材料，主要考量在於其相較於其他半導體材料，具備明顯較高的壓阻係數，尤其當晶圓主軸方向為 $\langle 110 \rangle$ 時，此特性最為突出。根據 Smith[34]與 Kanda [33]等人的經典研究指出，矽材料之壓阻係數明顯地取決於晶向，其壓阻係數的方向性差異可透過下列公式進一步說明(2.4)：

$$\pi_{eff} = \frac{1}{2}(\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})\sigma_l + \frac{1}{2}(\pi_{11} + \pi_{12} - \pi_{44})\sigma_t \quad (2.4)$$

透過上述公式可觀察到，當矽晶體之晶向為 $\langle 110 \rangle$ 時，縱向壓阻係數 ($\pi_l > 0$) 與橫向壓阻係數 ($\pi_t < 0$) 之間的差異會達到最大，因此特別適合用於搭配惠斯通電橋 (Wheatstone bridge) 結構，以進一步提升訊號輸出的靈敏度與穩定性[46], [37]。

2.2.2 結構的幾何形狀與材料

在可撓式與穿戴式感測器的設計中，結構的幾何形狀扮演著至關重要的角色。近年來，蛇紋 (Serpentine) 或網狀 (Mesh) 結構因其獨特的力學特性而受到廣泛關注。這種設計通過結構工程而非改變材料本身的固有機械性質，賦予電子元件優異的延展性。根據 Lu 等人[32]、Wang 等人[44]及 Yan 等人[49]的研究指出，蛇紋結構的幾何設計能夠有效地延長應變作用路徑，將應力分散，從而大幅提升感測器的整體靈敏度與可拉伸性，如圖 2-7。具體而言，蛇紋佈局能夠將高性能但本身延展性較差的薄膜 (例如壓電薄膜) 轉化為可拉伸的形式。這種設計不僅能提升元件的延展能力，還能在形變過程中高效利用功能材料的應變，從而優化感測性能。例如，在壓電式微運動感測器中，優化的蛇紋結構可以更有效地利用橫向壓電效應，以產生更大的輸出壓電電壓，同時滿足機械拉伸性的要求。Xiang 等人[38]的研究也證實，此類結構設計能有效適應人體複雜的表面曲率變化，提升穿戴的舒適性與量測的可靠性。總體而言，蛇紋佈局策略為提升感測器在實際應用中的使用壽命、耐久性以及訊噪比提供了有效的途徑。

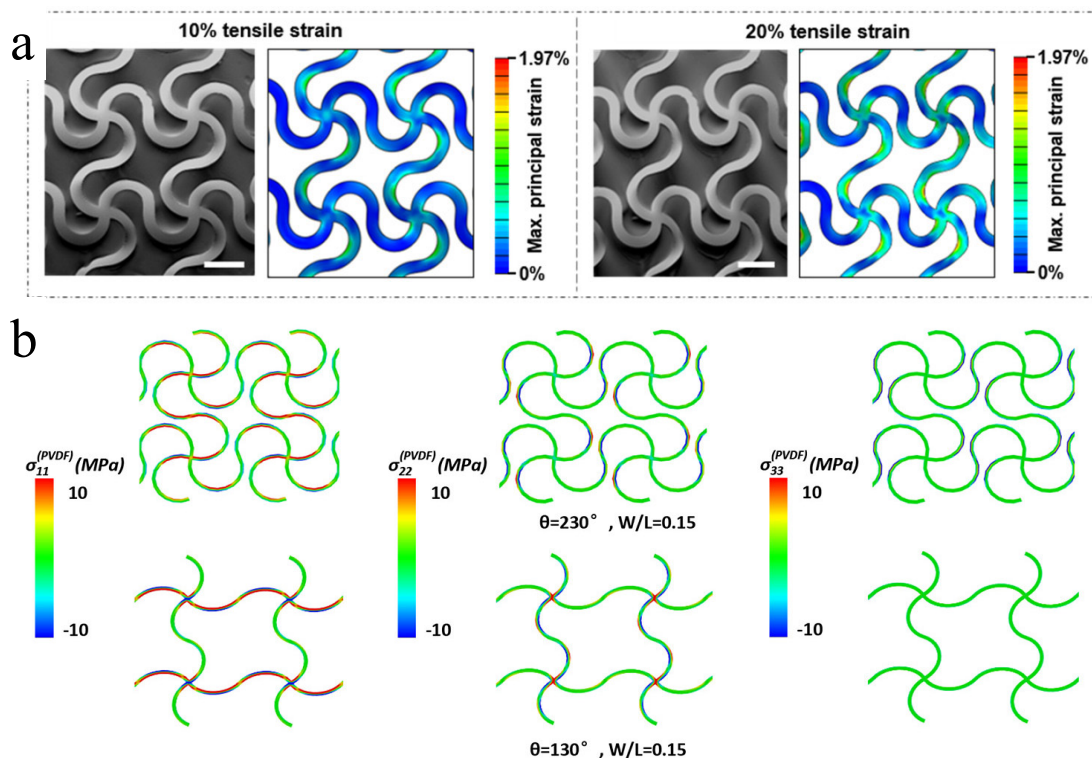


圖 2-7 (a) sEMG 在不同拉伸應變下的 SEM 圖與 FEA 結果[44] (b) 感測器中的 PVDF 層在施加 10%應力的結構分析 (Mechanism analysis) [49]

感測器的性能與穩定性不僅取決於其結構設計，材料的選擇亦是關鍵因素。在基板材料方面，聚醯亞胺因其優良的熱穩定性、化學穩定性、機械強度以及生物相容性，常被用作可撓式電子元件的基板材料。對於感測核心元件，單晶矽因其優異的壓阻特性、高靈敏度和穩定性，常被用於製作高性能應變感測器。除了矽基材料，Yao 等人也積極探索其他適用於可撓式感測器的材料[40]，探討了多種奈米材料在可撓式和可拉伸感測系統中的應用。奈米碳管 (Carbon nanotubes, CNTs) 因其卓越的導電性和機械性能，在可撓式應變感測器領域也顯示出巨大潛力。Xiang 等人[38]利用雙軸拉伸的碳奈米管/聚烯烴彈性體奈米複合材料，製備出具有高靈敏度和大工作範圍的柔性應變感測器，如圖 2-8。Yuan 等人[42]則開發了基於褶皺結構的鍍銀碳奈米管網絡，用於穿戴式感測器。此外，新型二維材料如 MXene ($\text{Ti}_3\text{C}_2\text{T}_x$) 也因其高導電性和獨特的層狀結構，在無線應變感測器中展現出超高靈敏度，適用於軟性外骨骼等應用。Kim 等人[43]在其關於「表皮電子學 (Epidermal electronics)」的研究中，展示了將超薄、柔軟的電子元件直接貼附於皮膚表面的可能性，這類元件通常採用彈性體等柔性材料，以實現與皮膚的完美貼合與舒適佩戴。在一些積體

電路中，例如 Yan 等人[49]開發的可拉伸微運動感測器，其核心壓電材料選用了聚偏二氟乙烯 (PVDF) 薄膜，並使用鋁 (Al) 作為電極層，銅 (Cu) 箔作為引線，再以聚氨酯 (PU) 或 Kapton 薄膜進行封裝，以實現感測器的可拉伸性和功能性。

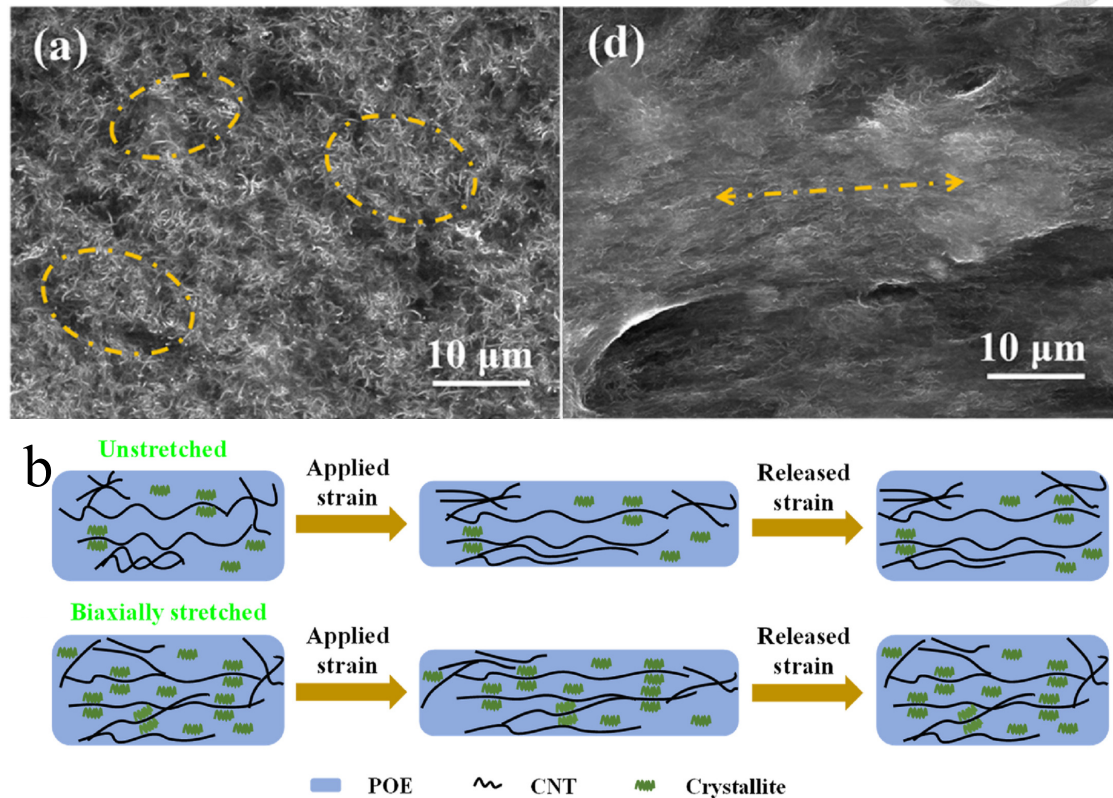


圖 2-8 碳奈米管/聚烯烴彈性體奈米複合材料 (a) 未拉伸與拉伸下的 SEM 圖
(b) 未拉伸與已拉伸過的穩定性示意圖[38]

將精密的感測結構從硬質基板轉移至柔性基板是實現可撓式電子的關鍵步驟之一。本研究採用微機電製程標準流程，並結合轉印技術來實現感測結構的轉移。在 SOI 晶圓上完成蛇紋感測結構的圖案定義與製作後，利用 PDMS 製作的軟性模具進行轉移。PDMS 因其低表面能和可調節的黏附特性，能夠有效且完整地將微小的感測結構從原基板上剝離。Si 等人[47]的研究指出，利用有機膠帶作為轉印介質，可以通過調控界面化學特性來精準控制黏附力的差異，從而實現圖案轉印，如圖 2-9。在本研究中，感測結構將透過 PDMS 被轉印至預先旋塗有 SU-8 光阻作為黏著層的 PI 基板上，隨後經過熱固化程序將結構固定，以確保元件的機械穩定性和生物相容性。這種轉印方法對於製造需要在柔性基板上積體高性能傳感材料，如單晶矽或壓電薄膜的器件尤為重要。

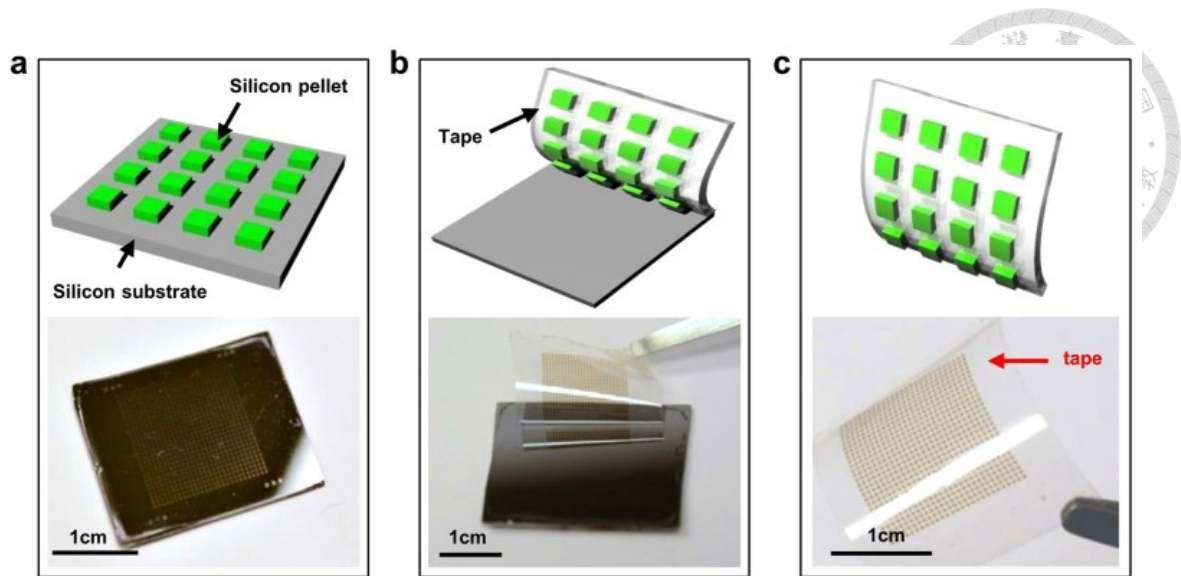


圖 2-9 利用 3M 3850 膠帶進行轉印過程[47]

2.2.3 導電線材料 — 導電高分子 (Conducting polymers)

在感測元件結構完成之後，需要製作導電連接線至周圍連結到外部電線的部分。導電高分子因其獨特的電學性質以及與生物組織相似的機械特性，近年來在生物醫學與可撓式電子元件領域受到廣泛的關注與研究。相較於傳統的無機導電材料，導電高分子具有質量輕、可撓性佳、生物相容性以及可透過溶液加工等優點 [50], [51]，使其在植入式生物感測器、生物電子學、軟性超級電容器等領域展現出巨大的應用潛力。在眾多導電高分子中，PEDOT:PSS 是一種極具代表性的材料。PEDOT:PSS 不僅擁有良好的導電性、可見光範圍內的高透光率、優異的熱穩定性及機械可撓性，如圖 2-10，且能透過傳統的溶液法進行加工，使其成為取代傳統透明導電材料如氧化銦錫 (ITO) 的潛力候選者之一。然而，未改質的 PEDOT:PSS 薄膜導電率通常較低 (小於 1 S/cm) [50]，限制了其作為獨立電極材料的應用。

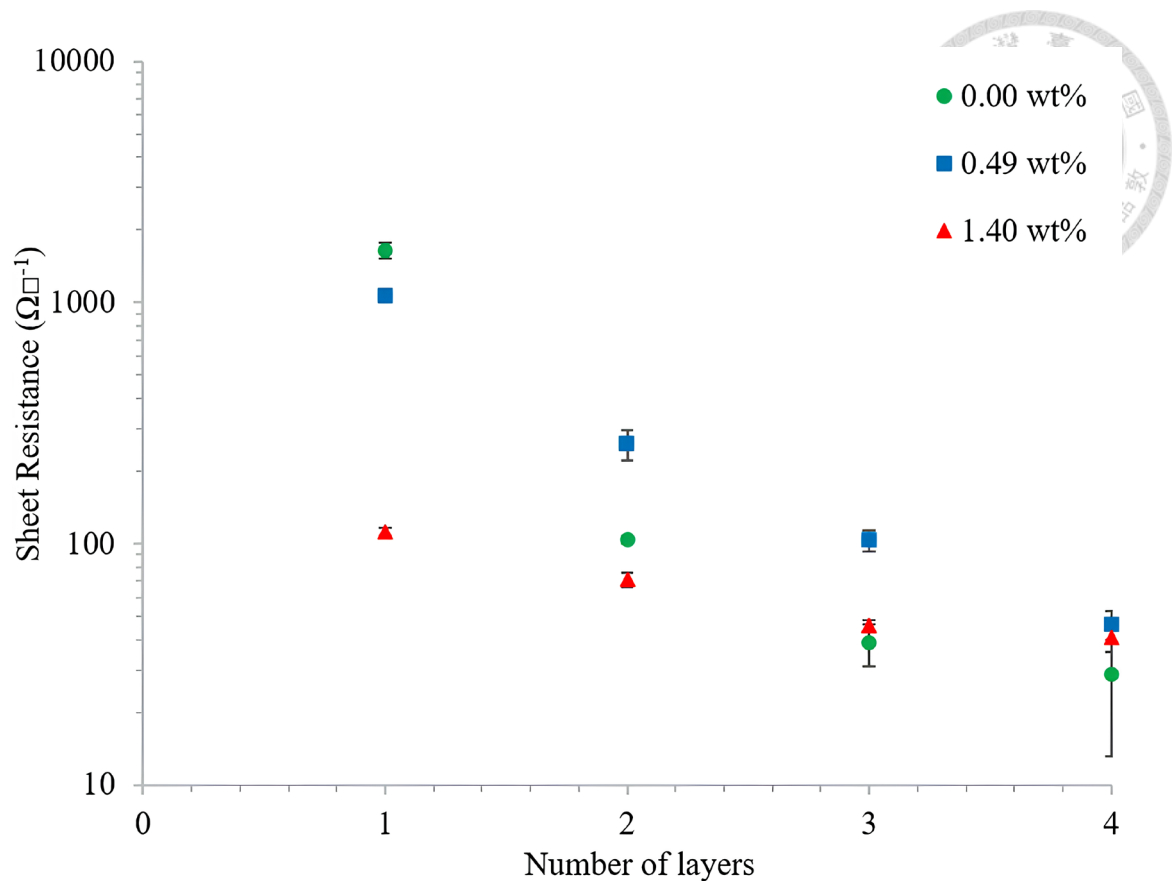


圖 2-10 導電高分子在不同層數下的薄層電阻[50]

為了提升 PEDOT:PSS 的導電性能，學術界已發展出多種改質策略。常見的方法包括添加有機溶劑，像是乙二醇、二甲基亞砷、界面活性劑、酸處理或鹽類處理等。例如，透過甲酸處理 PEDOT:PSS 薄膜，可將其導電率大幅提升四個數量級，最高可達 2050 S/cm ，且處理後的薄膜仍能維持良好的透光性。研究指出，此類處理能促進 PEDOT 和 PSS 之間的相分離，移除部分絕緣的 PSS，並改變 PEDOT 鏈的形態使其更易於電荷傳輸，從而顯著提高材料的導電性。此外，增加 PEDOT:PSS 薄膜的層數也被證實是一種有效提升導電性的方法。有研究[50]顯示，單層 PEDOT:PSS 的薄膜電阻約為 1639 S ，堆疊四層後可降至 29 S ，對應的導電率也從 2.6 S/cm 提升至 18.3 S/cm 。

除了提升導電性，改善 PEDOT:PSS 的機械性能與應用可靠性也是研究的重點。PEDOT 本身具有良好的可撓性及環境穩定性，使其成為製作可撓式電子元件的理想選擇。為了進一步增強其機械強度與導電穩定性，如圖 2-11，研究人員常將 PEDOT:PSS 與其它奈米材料複合。例如，將 PEDOT 與還原型氧化石墨烯 (rGO)-殼聚糖 (CS) 複合[51]，並塗佈於碳布上，可製備出高性能的軟性超級電容器電極，

展現出優異的電容特性及循環穩定性。

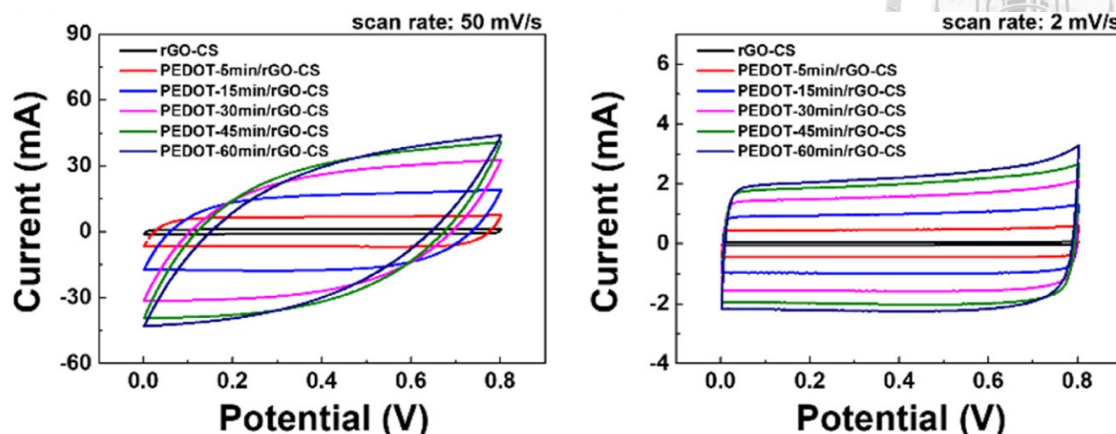


圖 2-11 PEDOT/rGO-CS 在不同掃描速率及電聚合時間下的電流電壓曲線[51]

本研究旨在開發一種具有優良導電性、機械柔軟性與生物相容性的導電連接線，應用於可撓式感測系統。在感測結構完成轉印並固化於聚醯亞胺基板之後，將採用高分子導電聚合物 PEDOT:PSS 作為導電材料。為進一步提升其導電性能與機械穩定性，本研究擬在 PEDOT:PS 中添加奈米銀粉 (Ag nanoparticles, AgNPs)。預期透過奈米顆粒之間形成的導電網絡，能大幅降低 PEDOT:PSS 薄膜的內部電阻，同時提高導電路徑的穩定性與可靠性，使其導電連接線兼具低電阻、高靈敏度及極佳的拉伸性能。

2.3 感測訊號處理與特徵擷取技術

由臉部應變規等感測器獲取的原始訊號，往往包含了生理資訊以及雜訊、外部環境等干擾，直接用於分析可能效果不彰。因此一系列的訊號處理與特徵處理步驟是不可或缺的，旨在從原始數據中提取穩定且具代表性的資訊，以供後續的模式辨識或狀態評估。本節將針對臉部應變規訊號的特性，探討正規化、濾波、特徵提取及選擇等關鍵技術。

2.3.1 前處理 — 正規化、濾波

訊號正規化 (Normalization) 是處理來自不同感測器通道[55]或不同受試者數據時的重要步驟，目的在於消除因個體差異、感測器貼附位置或量測條件不同所造成的訊號幅度[57]。常見方法如正規化或區間縮放能將數據調整至統一尺度。如圖

2-12 對於臉部相關數據，不同受試者的發聲器官 (Articulator) 軌跡即使執行相同發音，也會因頭部姿態、臉型尺寸與貼附位置差異，導致點群位置與形狀不一致。圖 2-12 (a) 為原始點群資料，其他為經過對齊 (Procrustes alignment) 處理後的對齊結果，所有軌跡被重定位、等尺度化與旋轉，使其形狀結構達到最大相似，消除個體間解剖結構差異所造成的變異尤其重要，雖然 Procrustes 匹配主要用於關節運動數據，其核心概念，即移除位置、旋轉和縮放的影响，對於標準化臉部運動相關訊號也具有參考價值。

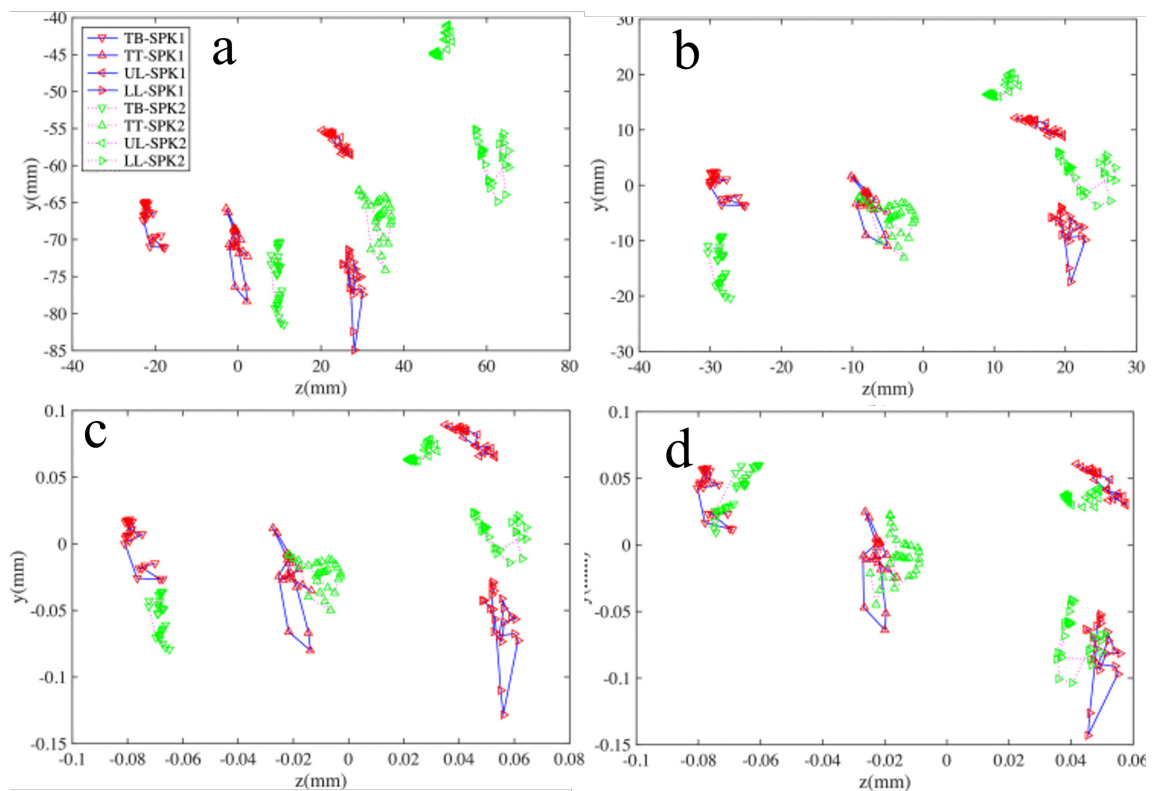


圖 2-12 Procrustes alignment 原理示意圖 (a) 原始數據 (b) 平移 (c) 平移+縮放 (d) 平移+縮放+旋轉。[57]

濾波 (Filtering) 則是去除雜訊和不相關頻率成分的關鍵環節。依據應變規訊號特性與潛在干擾源，可能需要組合使用不同濾波器[56]。例如，帶通濾波器可用於保留與臉部表情或活動相關的特定頻率範圍，而高通濾波器則有助於移除緩慢的基線漂移 (Baseline drift)。特別是對於可能含有較高頻雜訊或需要平滑處理的應變規訊號，低通濾波器 (Low-pass filter, LP filter) 或 Savitzky-Golay (SG) 濾波器是常用的平滑技術。SG 濾波器能在時域中對數據進行多項式擬合[16]，有效平滑

訊號並保留其重要特徵，例如峰值形狀。

2.3.2 特徵擷取與選擇 (Feature extraction)

經正規化與濾波後的訊號，接著需要進行特徵擷取 (Feature extraction)，將訊號轉換為一組能有效描述其狀態的量化指標。考量到臉部表情或活動可能涉及肌肉收縮的強度、持續時間、變化速率等，時域特徵是重要的考量方向。常見的時域特徵包括均方根值 (RMS)、平均值 (Mean)、最大值 (MAX)、能量 (Energy)、標準差 (STD)、變異數 (VAR)、偏度 (SKEW)、峰度 (KURT) 等，這些特徵能有效捕捉訊號的幅度與變異性[53]。若訊號的頻率成分變化也與目標狀態相關，則可考慮頻域或時頻域特徵，例如透過小波包分解 (WPD) 分析訊號[55]在不同時間點的頻率能量分佈，並計算其統計量作為特徵 (圖 2-13)。

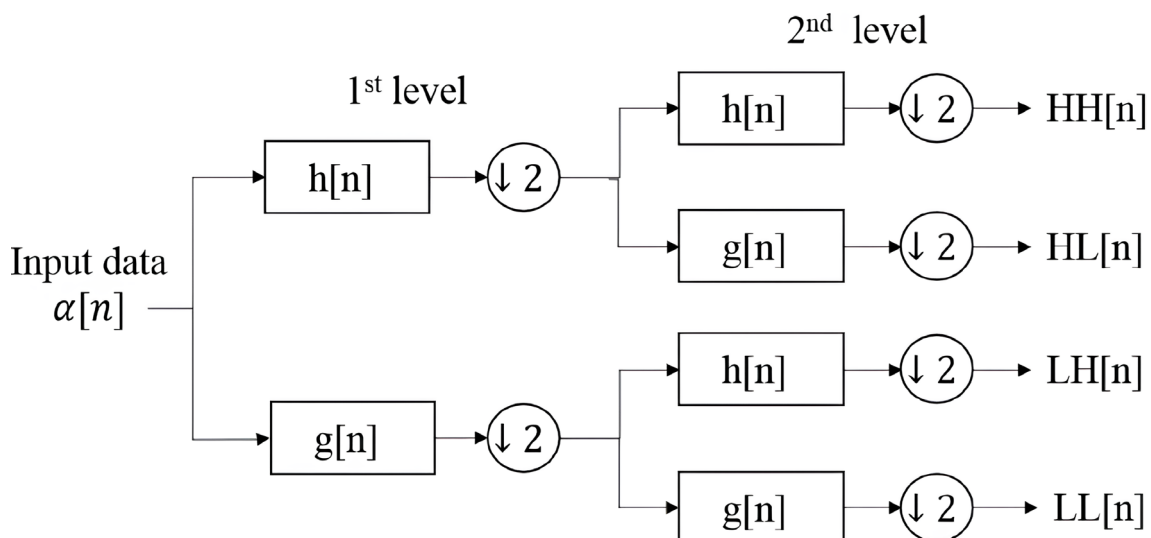


圖 2-13 兩級小波包分解結構示意圖[55]

由於擷取的特徵數量可能很多，且部分特徵可能對最終分析目標貢獻不大，甚至可能因共線性或雜訊引入干擾[58]，因此特徵選擇 (Feature selection) 成為必要的步驟。特徵選擇旨在從所有提取出的特徵中，篩選出一個最具資訊量且冗餘度最低的子集[54]。常用的特徵選擇評估指標包括 F-score 和互資訊 (Mutual information, MI) [60]。F-score 透過比較類別間與類別內的變異數，評估單一特徵的區分能力。互資訊則從資訊理論角度衡量特徵與目標狀態之間的相關性，包括非線性關係以及特徵之間的冗餘性[54], [59]，如圖 2-14。最大相關性 (Max-relevance) 準則傾向於選擇與目標狀態最相關的特徵，但可能忽略特徵間的冗餘。最小冗餘最大相關性

(mRMR) 準則則試圖在最大化相關性的同時最小化特徵間的互資訊，以獲得一個資訊量豐富且較不冗餘的特徵集。Peng 等人的研究指出，mRMR 在特定條件下是最大化特徵集與目標聯合相依性的一種有效近似方法，且計算效率更高。經過 F-score 或 MI 等方法篩選後的特徵子集，更能有效地代表原始訊號的關鍵資訊，並可作為後續機器學習模型，例如 SVM、LDA、神經網路等的輸入，以進行更精確的臉部狀態分析或辨識。

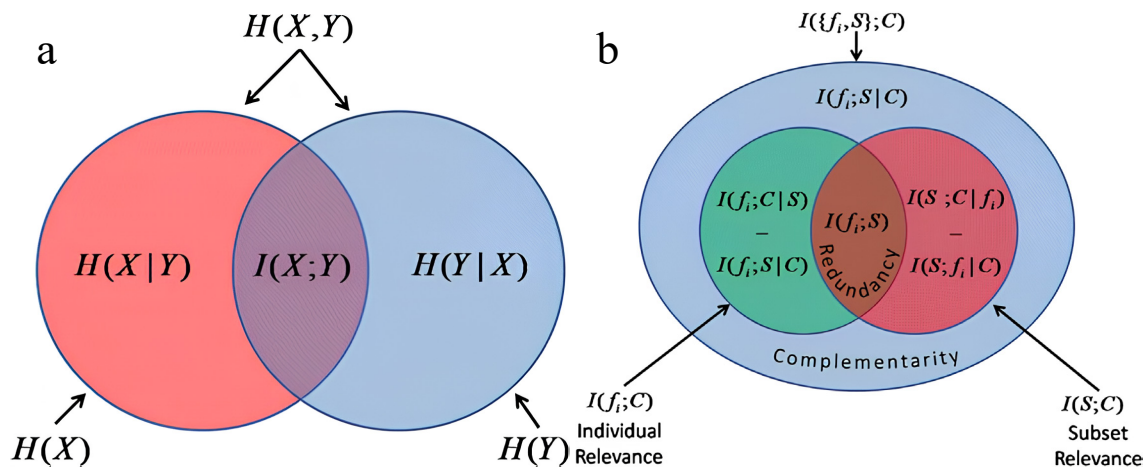


圖 2-14 (a) 相關性 (b) 互補性 原理示意圖[54]

2.4 分類方法概述與模型選擇

在無聲語音辨識的研究中，選擇合適的分類方法對於模型的性能至關重要。傳統的機器學習分類器，如隨機森林和支持向量機 (Support vector machine, SVM) 等，以及近年來發展迅速的深度學習 (Deep learning) 方法，尤其是卷積神經網路 (Convolutional neural network, CNN)，均在相關研究中得到了廣泛應用與探討[13], [61]。這些方法各有其優勢與適用場景，本節將對此進行概述，並說明本研究模型選擇的考量。

2.4.1 隨機森林 (Random forest, RF)

隨機森林是一種積體學習 (Ensemble learning) 演算法，它透過建構並結合多個決策樹 (Decision trees) 來進行分類或回歸預測[63]。其核心思想是，雖然單個決策樹可能對訓練數據產生過度擬合 (Overfitting) 的現象，但透過整合多個決策樹的預測結果，可以有效降低此風險，並提升模型的泛化能力[64]。研究表明，隨機森林在增加更多樹木時不容易產生過度擬合的問題。如圖 2-15 其結合了 Bagging

方法與 CART (Classification and regression tree) 演算法。每一輪中，模型先利用 Bagging 技術對原始訓練資料進行有放回的隨機抽樣，產生新的 in-bag 子集，並以 CART 方法訓練一棵決策樹。重複此程序建構多棵樹後，透過所有樹的預測結果進行多數決 (Majority voting) 整合，即為模型的最終預測輸出。由於每棵決策樹所使用的樣本與特徵皆為隨機選取，因此能有效降低樹與樹之間的相關性，增強整體模型的抗過擬合能力。此外，對於未被該棵樹選中的樣本 (Out-of-bag, OOB)，亦可用來進行效能驗證，使隨機森林具備內建自我驗證 (Self-validation) 之特性。

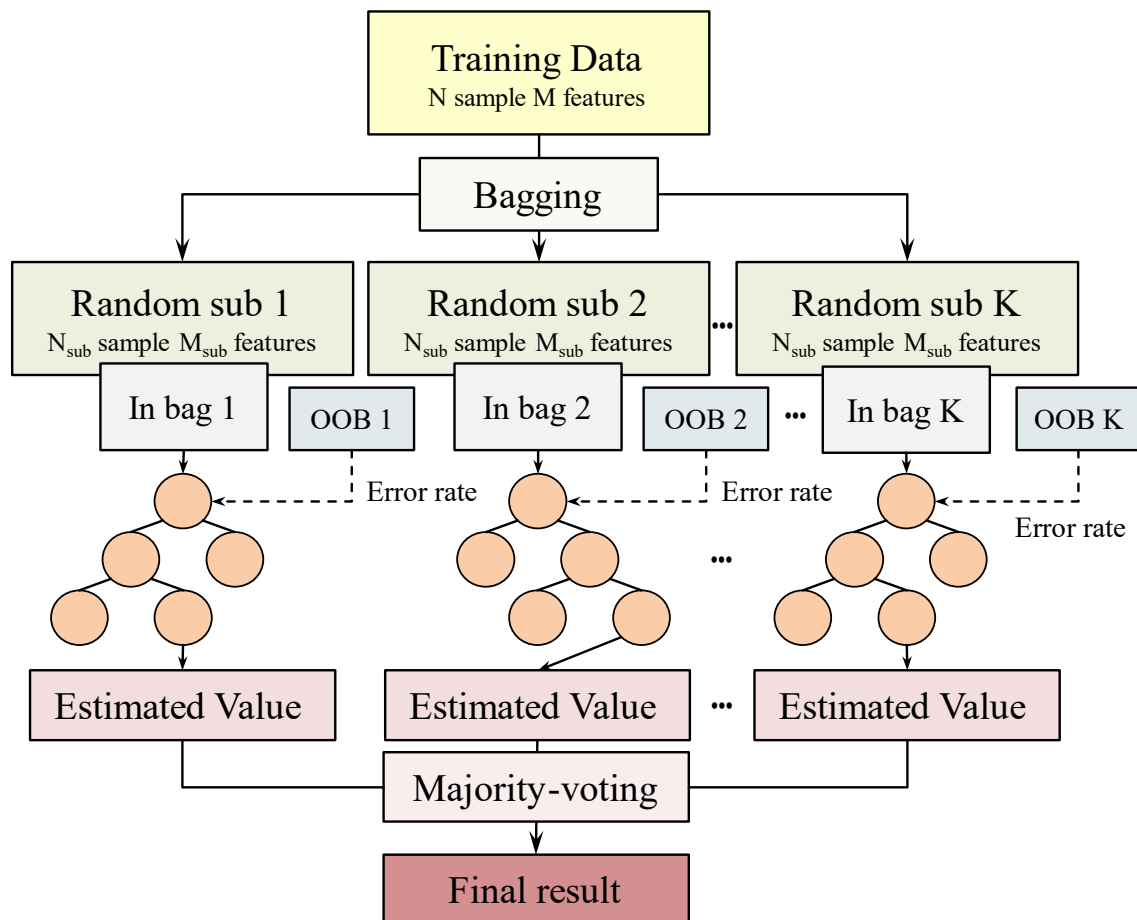


圖 2-15 隨機森林演算法流程圖

在語音訊號處理領域，隨機森林已被證明是一種有效的分類工具。例如，在基於表面肌電訊號的無聲語音辨識研究中，隨機森林常被用作核心分類演算法。有研究將隨機森林應用於感應式共形預測 (Inductive conformal prediction, ICP) 框架下，以提供具備可信度與可靠性的無聲語音辨識結果。此外，隨機森林也被應用於唇讀、語音情感分類以及一般音訊訊號分類等任務。針對輕聲低語 (Soft spoken murmur)

的分析，隨機森林亦展現出優於卷積神經網路的性能[63]。在腦電圖訊號處理方面，隨機森林也被用於想像語音 (Imagined speech) 的分類任務。

隨機森林的優勢在於其對雜訊、缺失值和異常值的穩健性，並且能夠有效處理高維度數據，即便每個特徵所攜帶的資訊量較少。綜合來看，隨機森林在非接觸式介面方面展現出良好的潛力，尤其是在吵雜或需要隱私的環境中，對於有限的詞彙量能達到一定的準確度。除了語音訊號處理領域，在機械可靠度模擬與材料應力預測等工業應用中，隨機森林也被廣泛應用於結構壽命評估與參數預測任務中。根據 Wang 等人於高功率模組可靠度預測的研究[77]，隨機森林展現出與支持向量回歸 (Support vector regression, SVR) 及神經網路相近的預測精度 ($R^2=0.96$)，且特別適用於高維、非線性、多變數交互情境之建模需求，此處的預測精度是以決定係數 (Coefficient of Determination, R^2) 來衡量，其數值越接近 1，代表模型的解釋能力越強。該研究指出，雖然 SVR 模型在模型大小(2.69 KB) 與推論時間上具有優勢(0.13 秒)，但 RF 模型亦展現出良好平衡的準確率 ($R^2=0.9683$)，在模型複雜度、可解釋性與泛用性之間取得良好折衷，適合作為 SSR 系統中即時分類的候選模型之一。這些跨領域的應用實證強化了 RF 在中小型數據集下對於特徵空間掌握與分類穩定性上的優勢，也進一步支持本研究以隨機森林作為主要模型的合理性與技術選擇依據。

2.4.2 支持向量機 (Support vector machine, SVM)

支持向量機是一種強大的監督式學習演算法，其基本原理是在特徵空間中尋找一個最佳超平面 (Optimal hyperplane)，以最大化不同類別樣本之間的邊界 (Margin) [65]。對於非線性可分的數據，SVM 可以透過核函數 (Kernel functions)，如高斯核 (Gaussian kernel)，將原始數據映射到更高維度的特徵空間，從而在新的空間中實現線性可分[66]，如圖 2-16。

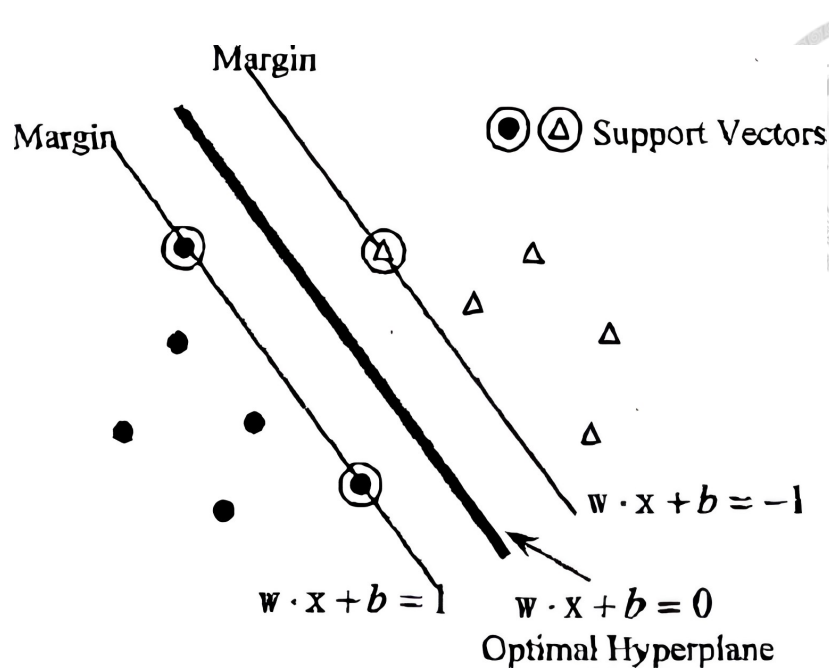


圖 2-16 SVM 透過計算找到最優超平面 (Optimal hyperplane) [66]

SVM 在語音訊號處理中有多種應用。例如，它被用於語音訊號中有聲、無聲和靜音段的分類[66]。在無聲語音辨識領域，SVM 同樣扮演著重要角色。有研究利用 SVM 對基於腦電圖 (EEG) 訊號的想像語音進行分類，並探討了線性核與高斯核中不同核函數對分類性能的影響[65]。此外，SVM 也被成功應用於基於表面肌電圖的無聲語音辨識任務，用於辨識阿拉伯語和英語詞彙[67]。在一些無聲語音辨識系統中，SVM 也常被用作比較基準模型之一[68]。

SVM 的一個顯著優點是其在小樣本學習問題上通常能獲得較好的泛化性能[66]。這使得 SVM 特別適用於基於腦電圖和肌電圖等訊號進行分類的場景，尤其是在小數據集上表現良好，常被視為一個優秀的基準模型。研究也指出，SVM 的性能表現與核函數的選擇有關，例如徑向基函數 (Radial basis function, RBF) 核在某些語音分類任務中表現最佳。

2.4.3 深度學習

深度學習，特別是卷積神經網路，近年來在模式識別領域取得了革命性的進展，並在語音訊號處理中展現出巨大的應用潛力[13]。與傳統機器學習方法需要人工設計特徵不同，CNN 能夠從原始數據中自動學習和提取層次化的特徵表示，並將特徵學習與分類器訓練整合在一個端到端的框架中[63]。

在語音訊號處理，尤其是無聲語音辨識方面，CNN 已被廣泛研究與應用。許

多研究採用 CNN 處理從表面肌電圖訊號中提取的特徵，例如梅爾頻率倒譜係數 (Mel-frequency cepstral coefficients, MFCC) 或梅爾頻率譜係數 (Mel frequency spectral coefficients, MFSC) [68]。例如，有研究提出了並行初始卷積神經網路 (Parallel inception convolutional neural network, PICNN) 架構，用於處理多通道 sEMG 數據以進行無聲語音辨識，而一維卷積神經網路 (1D CNN) 也被用於處理 sEMG 的時間序列訊號。此外，卷積神經網路常與遞歸神經網路 (Recurrent neural networks, RNNs)，如長短期記憶網路 (Long short-term memory, LSTM)，結合成卷積遞歸架構 (Convolutional-recurrent architectures)，這種架構在處理如語音、震動和腦電圖等時間序列數據分類問題上表現優異[13]。深度學習模型也被用於腦電圖或皮層腦電圖 (Electrocorticography, ECoG) 訊號的解碼與語音合成[61]。

CNN 在特徵提取和分類方面表現出色，特別是與遞歸網路結合用於時間序列建模時，常被應用於肌電圖和腦電圖數據。然而，深度學習模型通常需要大量的訓練數據才能達到最佳性能並避免過度擬合[13]。在數據量有限的情況下，可能需要採取如簡化網路結構、使用 Dropout 層或 ReLU 激活函數等策略來緩解過度擬合問題。

第3章 實驗儀器與設備原理



3.1 製程設備

3.1.1 曝光機 (Aligner)

曝光機 (Aligner) 是半導體製程中微影製程 (Photolithography) 裡至關重要且最為關鍵的設備之一。其主要作用是將光罩 (Mask) 上的精密電路圖案，透過光學曝光的方式轉移到塗佈在基板上的光阻 (Photoresist) 材料上，以確保最終製造的晶片符合設計要求。這項技術屬於一種圖案化製程 (Patterning)。基本原理是利用特定波長的紫外光，透過一組透鏡進行校正並聚焦。光線會照射到具有圖案化鉻薄膜的光罩上，穿透光罩上未被鉻薄膜遮蔽的透明區域，進而照射到下方晶圓上的光阻材料，如圖 3-1 (b)。光阻經過曝光後，其化學性質會發生光化學反應。隨後，利用顯影劑 (Developer) 溶解光阻中特定部分，從而在基板上定義出所需的電路圖案，曝光或未曝光區域，將取決於光阻類型。後續可能再進行蝕刻 (Etching) 等步驟，將圖案轉移到基板本身。本研究使用之設備及耗材資訊附於圖 3-1 (a) 及表 3-1。

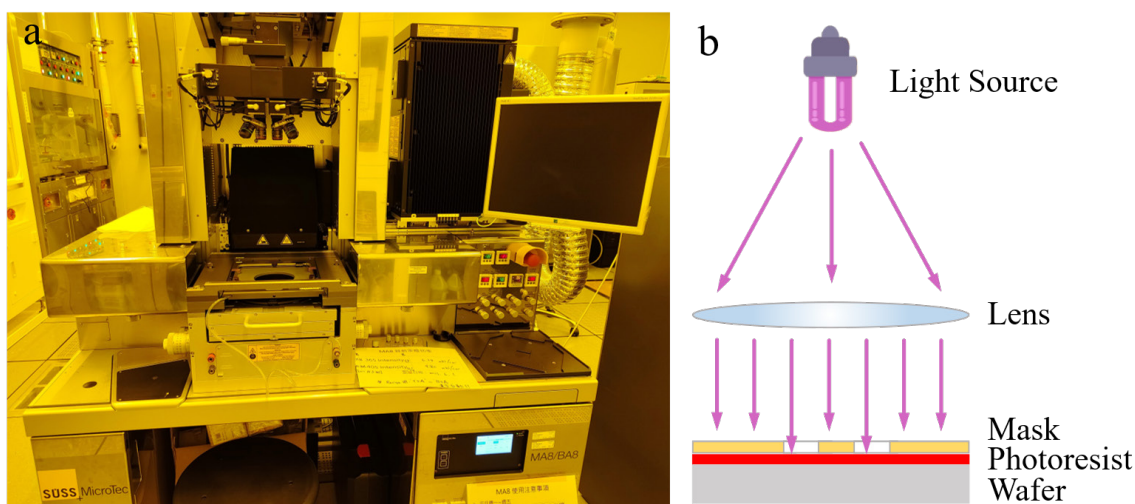


圖 3-1 (a) 曝光機實際影像 (b) 曝光機基本原理

表 3-1 曝光機的設備與耗材資訊

項目	說明
----	----

設備名稱	接觸式曝光機 (Contact aligner)
廠牌型號	SUSS MicroTec, MA/BA8 Gen3
使用耗材	負光阻：APOL-LO 3207、SU-8 2002、顯影液：TMAH 2.38%

在曝光製程中，光阻扮演著記錄圖案的關鍵角色。它是一種對特定波長光線敏感的化學材料，塗佈於基板之上。當紫外光等光源透過光罩照射到光阻時，會引發光化學反應，改變受照區域的溶解特性。光阻主要分為兩種類型：正光阻與負光阻。對於正光阻而言，曝光區域會變得易溶於顯影劑，因此在顯影過程中被去除，從而在基板上留下未曝光區域形成的圖案。相反地，負光阻在曝光後則會變得難溶於顯影劑，因此顯影時是未曝光的區域被溶解去除，使得曝光的區域圖案得以保留在基板上，如圖 3-2。

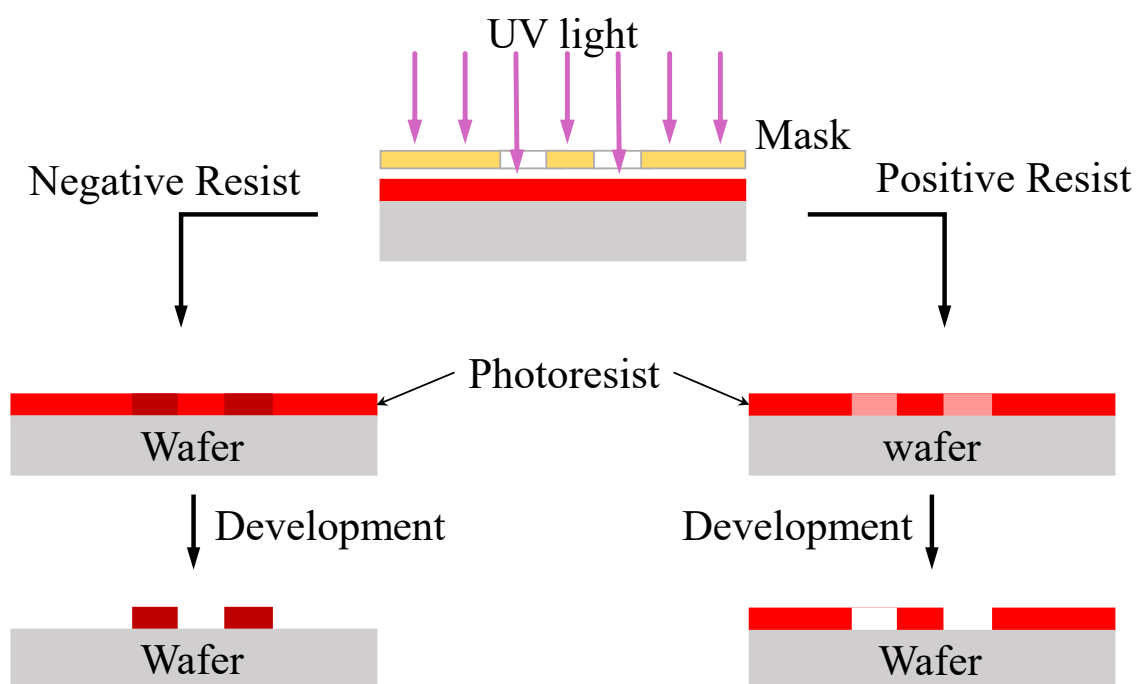


圖 3-2 正負光阻原理

3.1.2 電感耦合電漿蝕刻機 (Inductively coupled plasma reactive ion etching, ICP-RIE)

本研究所使用的 Samco RIE-800iPB 是一款電感耦合電漿蝕刻系統。此設備屬於乾式蝕刻 (Dry etching) 製程中的反應離子蝕刻 (Reactive-ion etching, RIE) 技術的進階類型。RIE 的基本原理是利用在真空腔體中產生的電漿 (Plasma)，電漿中包

含高能量的自由基與離子，將試片置於電極上，離子在電場作用下被加速而垂直轟擊試片表面，產生物理性的蝕刻作用；同時，自由基與試片材料發生化學反應，形成揮發性產物而被真空系統抽出，達到化學性的蝕刻。這種結合物理轟擊與化學反應的蝕刻方式，其主要優勢在於能夠實現非等向性 (Anisotropic) 的蝕刻輪廓，即蝕刻時具有良好的方向性，能形成陡直的側壁，並且可以更精準地控制材料的蝕刻深度，如圖 3-3 顯示等向性蝕刻與非等向性蝕刻之差異。

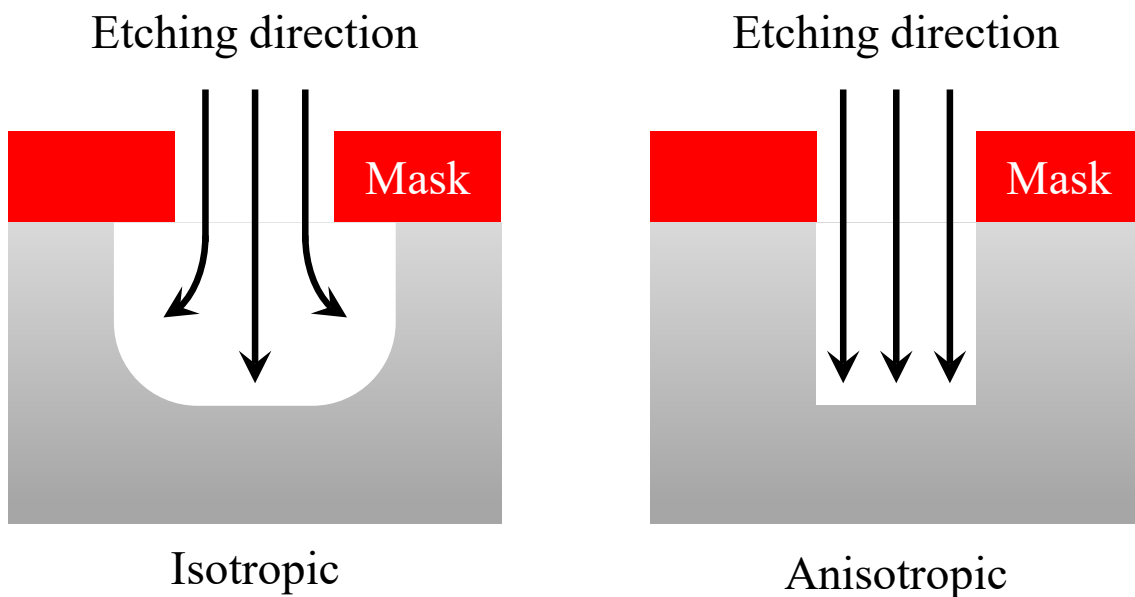


圖 3-3 等向性及非等向性蝕刻輪廓差異示意圖

ICP-RIE 技術在傳統 RIE 的基礎上，額外增加了一個感應耦合電漿源 (ICP source)。這個 ICP 源通常位於真空腔體的頂部或側面，透過施加射頻 (RF) 功率到感應線圈，產生變化的電磁場，從而在腔體內感應出渦電流，進而有效地激發和維持高密度的電漿，如圖 3-4 (b)，高密度電漿能顯著提高材料的蝕刻速率。此外，ICP-RIE 系統通常允許對基板偏壓和 ICP 源功率進行獨立調控，這使得製程工程師可以更靈活地控制離子能量和離子通量，從而能夠在維持或改善非等向性蝕刻優勢的同時，達到最佳的製程選擇性、均勻性與蝕刻效率。

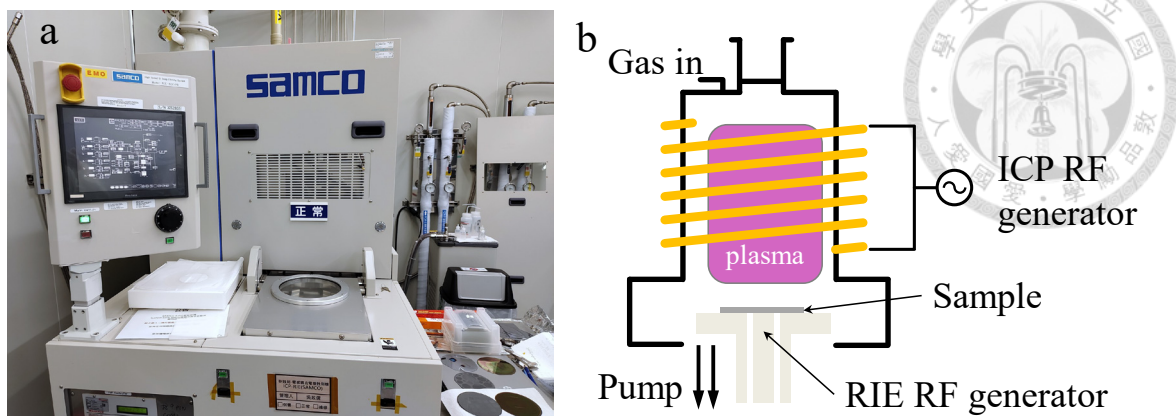


圖 3-4 (a) 蝕刻機實際影像 (b) ICP-RIE 基本原理

根據元件形狀需求，本論文使用 Samco RIE-800iPB 系統（圖 3-4 (a)）進行 SOI 晶圓的 Device 層圖案化之蝕刻，此步驟需配合前段光阻圖案化製程，實現局部選擇性蝕刻 Device 層。由於 Device 層主要由矽構成，蝕刻過程中透過通入氟系氣體（ CF_4 或 SF_6 ）產生氟電漿，藉由電漿中產生的活性氟自由基與矽反應，形成揮發性副產物 SiF_4 並將其移除。為提升各向異性與垂直度，蝕刻過程中亦搭配氬氣（Ar）以增強離子轟擊效應，促使反應集中於圖案開口區域。此 RIE 製程可提供良好的選擇性與蝕刻垂直度，有助於精確控制轉印窗口開口區域，確保上層單晶矽感測結構可順利轉移至柔性基板，為後續製程提供穩定基礎。所使用之設備及耗材資訊附於表 3-2。

表 3-2 蝕刻機的設備與耗材資訊

項目	說明
設備名稱	電感耦合電漿蝕刻機
廠牌型號	Samco, RIE-800iPB
使用耗材	氟基（ CF_4 , SF_6 等）氣體混合物, O_2 , Ar

3.1.3 離子佈植設備 (Ion implantation)

離子佈植（Ion implantation）是本研究中將摻雜雜質導入單晶矽感測層的關鍵製程，其主要目的是形成具有壓阻效應的 P 型摻雜區域，作為應變感測電阻結構的基礎。會選擇 P 型摻雜是基於其在拉伸及彎曲應用下的優異壓阻特性。感測器的靈敏度與摻雜類型及晶向排列密切相關，根據文獻指出，對於量測如本研究所關注的拉伸或彎曲應變，P 型矽是首選材料。特別是當 P 型電阻在 (100) 晶圓上沿

著 <110> 晶向製作時，其縱向壓阻係 (π) 會達到最大值，從而能獲得最高的應變靈敏度[46]。此技術因其優異的摻雜深度控制與高均勻性，已成為現今半導體元件製造中不可或缺的摻雜方法。其原理是利用高壓離子源產生所需的雜質離子，本研究中為硼離子 B^{11+} ，這些離子經過加速器加速，並透過電磁場質量分析系統進行能量調控與純度篩選後，以極高速度植入目標矽晶材料中。離子進入晶格後，會與矽原子發生非彈性碰撞，能量逐漸損失，最終停留在材料內部特定深度，形成預期的摻雜分佈。相較於傳統高溫擴散製程，離子佈植對圖案化後的結構精度影響較小，對多層結構的熱穩定性更為有利，並且能夠實現精確的區域選擇性摻雜。

本研究所採用之離子佈植系統為台灣半導體研究中心 (TSRI) 中的 E500HP 高能離子佈植機，如圖 3-5 (a)。此機台的關鍵特性包括：最高佈植能量可達 200 keV，具備高穩定度的電流密度，支援多種雜質離子如 B^+ 、 As^+ 或 P^+ 等的注入，並能藉由動態掃描與掃描磁場技術實現大面積的均勻佈植，如圖 3-5 (b)。此外，該機台配有低溫基座與精密樣品固定座，能有效抑制植入過程中的過度溫升或表面重組效應，特別適合應用於本研究中超薄 SOI 結構的摻雜處理。然而，離子佈植作為一種高能物理過程，雖然能精確導入雜質，但也無可避免地會在矽晶格中引入一定程度的缺陷與位移損傷，且此時植入的摻雜原子大多處於非電活性狀態。

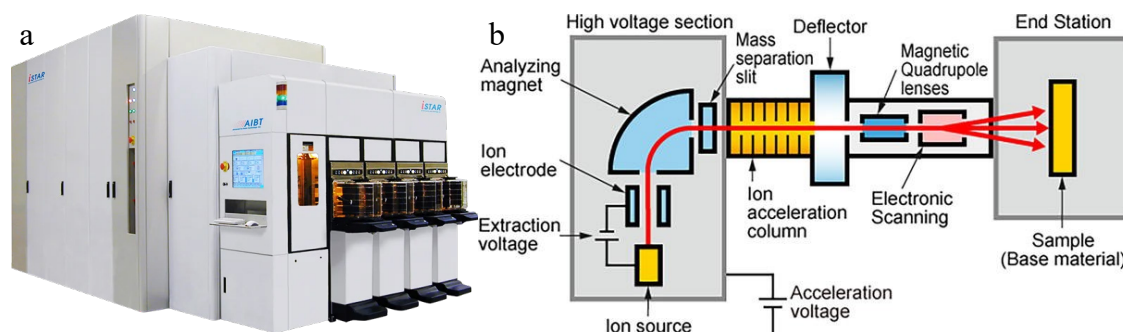


圖 3-5 (a) 離子佈植機實際影像 (b) 離子佈植機基本原理[70]

為此，佈植完成後，必須進行一道關鍵的熱處理程序快速熱退火 (Rapid thermal annealing, RTA)。此熱處理步驟的主要目的便是修復因高能離子撞擊造成的晶格缺陷，並提供足夠能量以活化已植入的摻雜原子，使其遷移至晶格的替代位置並呈現預期的電特性。這對於成功形成具備優良壓阻特性之 P 型矽感測結構至關重要，並直接影響最終感測器的靈敏度與長期穩定性。本研究所使用之設備及耗材資訊附於表 3-3。

表 3-3 離子佈植機的設備與耗材資訊

項目	說明
設備名稱	離子佈植設備 (Ion Implantation)
廠牌型號	TSRI, E500HP
使用耗材	硼離子源

3.1.4 快速熱退火處理設備

快速熱退火是本研究中活化經離子佈植導入的摻雜雜質並修復晶格缺陷的關鍵製程。相較於傳統爐管式熱處理，RTA 具有升溫速率快、熱預算 (Thermal budget) 低、處理均勻性佳等顯著優勢。這些特性使其特別適用於先進半導體元件，尤其是如本研究使用的 SOI 等超薄層結構或具有精細圖案的材料，能有效避免不必要的雜質過度擴散或熱損傷。本研究採用 AccuThermo AW 810 型快速熱退火機台 (圖 3-6)，此為一套單晶片垂直加熱系統。其加熱機制主要依賴上下排列的石英燈管提供紅外輻射能量，以非接觸方式對樣品表面進行快速加熱。該系統的溫控模組整合了閉迴路 PID 控制器，可在數秒內將樣品精確加熱至目標溫度 (最高可達 1000°C)，並可選用氮氣或氬氣作為製程氣體，以有效抑制氧化反應，維持樣品表面的化學穩定性。此外，系統亦配備高速冷卻模組，有助於避免高溫處理後因快速溫差產生的應力累積或導致結構形貌崩塌。

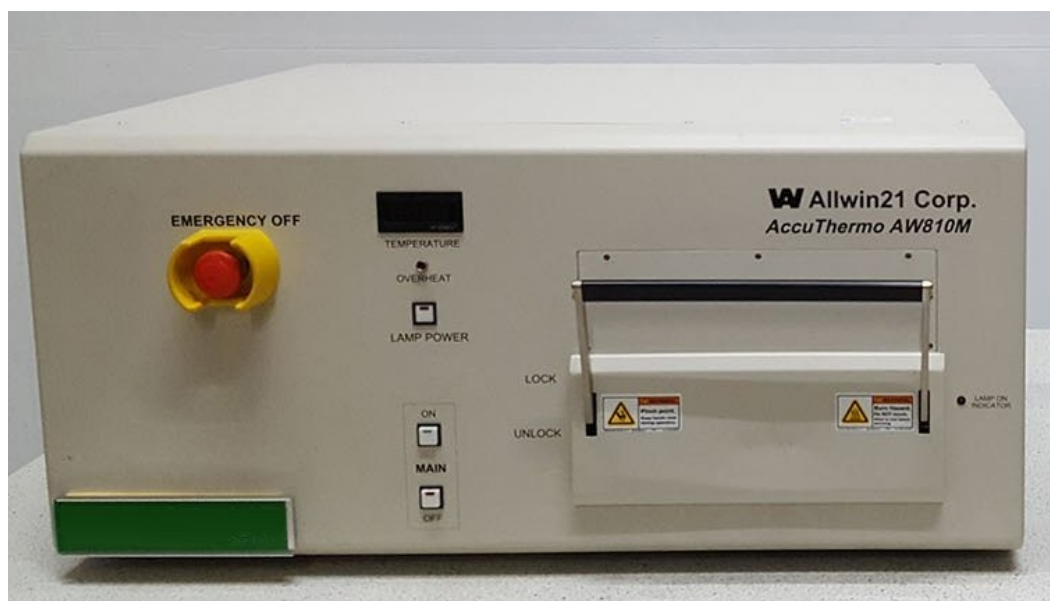


圖 3-6 快速熱退火 GaN RTA 機實際影像

此短時間的高溫處理，不僅能有效促使植入的雜質離子遷移至矽晶格中的替代位置，如圖 3-7，從而實現電性活化，形成所需的摻雜區域，同時也能修補因離子佈植過程造成的晶格間隙與位錯等缺陷。更進一步，RTA 亦有助於提升載流子遷移率及壓阻元件的應變靈敏度，這些均是確保壓阻式感測器獲得優良性能與穩定性的關鍵因素。

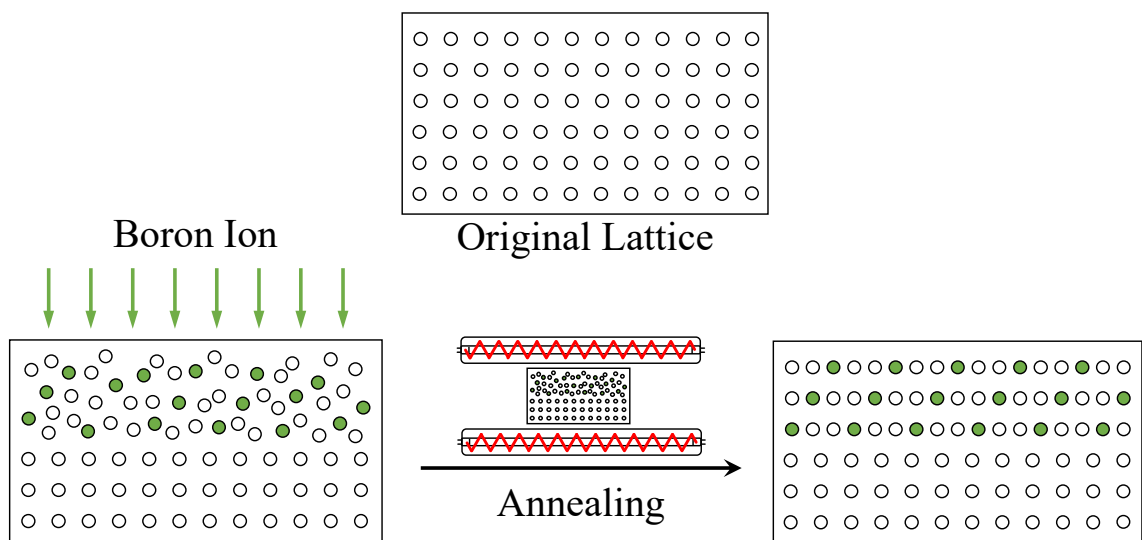


圖 3-7 離子佈植後經過退火晶格改變示意圖

在本研究利用 AW 810 機台進行快速熱退火處理。此步驟旨在完成摻雜劑的電性活化與晶格結構的修復，最終目標是形成具有優異壓阻效應的 P 型應變感測區域，其設備及耗材資訊如表 3-4。

表 3-4 退火處理設備的設備與耗材資訊

項目	說明
設備名稱	退火處理設備
廠牌型號	AccuThermo AW 810
使用耗材	N ₂

3.2 量測與分析設備

3.2.1 掃描式電子顯微鏡

可掃描式電子顯微鏡 (Scanning electron microscopy, SEM) 為本研究分析

SOI 結構於圖案化與蝕刻製程後表面形貌與層間結構狀況的重要儀器。本研究所使用之感測元件採用厚度為 175 nm 的 Device 層單晶矽作為應變感測層，位於下方的為 2 μm 厚度的二氧化矽絕緣層 (Buried oxide, BOX)。為驗證圖案化後的濕蝕刻是否符合預期，並局部保留 BOX 層，SEM 提供了必要的微觀結構觀察能力。

SEM 的成像原理為利用高能電子束撞擊樣品表面，產生包括二次電子 (Secondary electrons, SE) 與背向散射電子 (Backscattered electrons, BSE) 等訊號，其中二次電子對表面形貌變化最為敏感，可用於解析蝕刻輪廓、階差高度與邊緣損傷等細節。透過精密控制的電子束聚焦與掃描，配合高解析度探測器與訊號處理器，SEM 可提供達數十奈米等級的橫截面與表面結構影像，對於本研究所使用之微奈米感測器製程驗證極具價值。圖 3-8 為本研究使用的掃描式電子顯微鏡實際影像及基本原理，設備與耗材資訊如表 3-5。

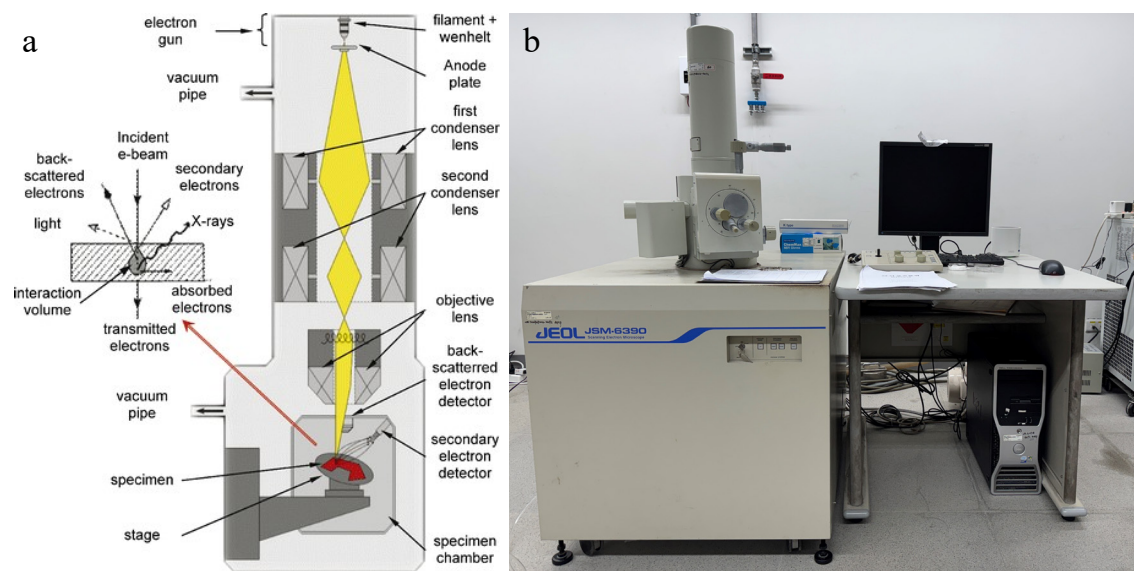


圖 3-8 掃描式電子顯微鏡基本原理及實際影像[71]

表 3-5 掃描式電子顯微鏡的設備與耗材資訊

項目	說明
設備名稱	掃描式電子顯微鏡
廠牌型號	JEOL, JSM 6390
使用耗材	燈絲 (K-TYPE)

3.2.2 兩點探針 I-V 量測系統

本研究中所製備之可撓式壓阻式應變感測器，將透過兩點探針 I-V 電性量測

系統進行初步電阻量測與導通性驗證，以確認在感測器圖案化與結構蝕刻後及導電層於通電過程中的穩定性與電阻值。量測系統架設於不鏽鋼遮蔽箱內，以有效隔絕環境電磁干擾與靜電雜訊，提升微小電流訊號之量測精度。I-V 電性量測系統安裝於金屬遮蔽箱中，藉此降低環境電磁波與靜電干擾。其核心量測組件包括：高倍率光學顯微鏡、三軸手動微調平台、四支可更換式鎢 (W) 針頭探針座，以及 Keithley 2400 型電源電錶，如圖 3-9。

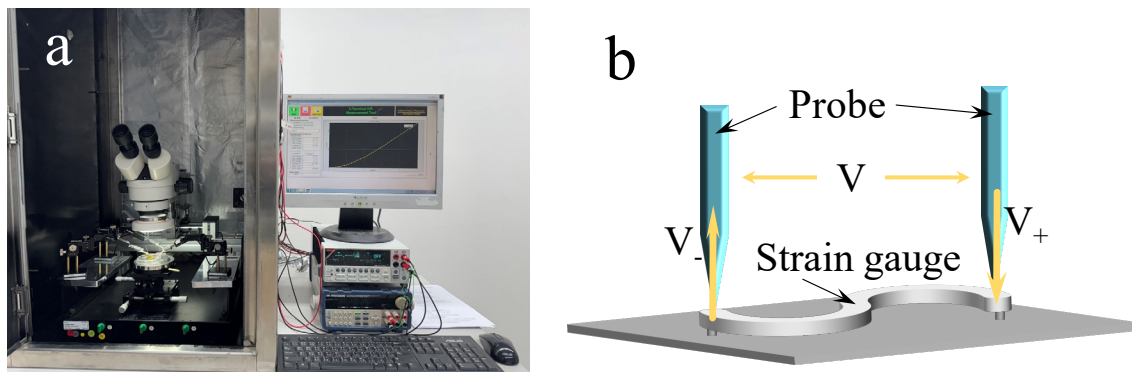


圖 3-9 兩點探針 I-V 量測系統實際影像及探針操作原理示意圖

實驗操作首先使用光學顯微鏡觀察感測器表面電極接點，並手動調整安裝於三軸微調平台之鎢探針位置，使兩支探針可精確分別接觸至待測導電結構兩端。確認探針接觸良好後，透過 Keithley 2400 電源電錶進行穩定電壓掃描，並記錄對應電流值以繪製 I-V 曲線圖。再藉由直線擬合分析可得電阻值，進一步根據感測器幾何尺寸反推表面電阻率。I-V 量測系統原理示意圖如圖 3-10 所示。

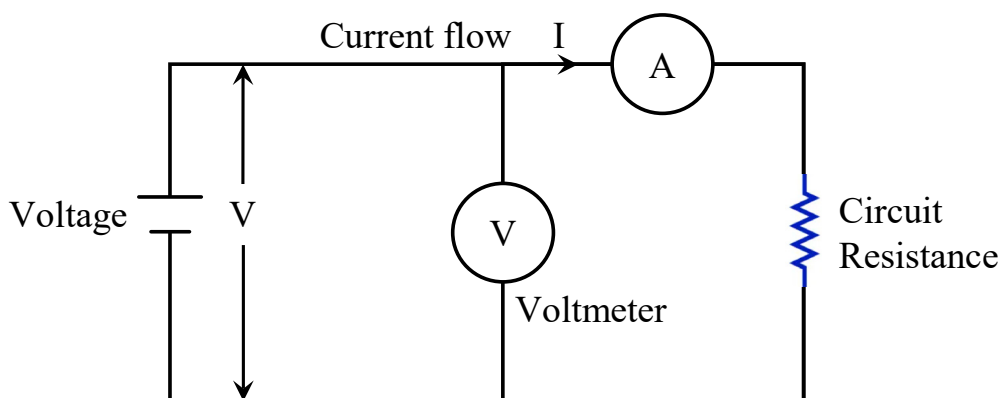


圖 3-10 I-V 電性量測系統原理示意圖[72]

兩點探針量測的優勢在於其架設與操作簡便、成本低廉，且廣泛應用於微小導

電結構的快速初步電性評估。雖然該系統無法如四點探針法排除接觸電阻對量測結果的影響，但對於本研究中低阻抗之導電結構而言，其 I-V 曲線仍能穩定呈現線性，具參考價值。此外，若後續結構可進行長度變異設計，亦可透過不同長度對應之總電阻變化進一步估算接觸電阻與材料本身的電阻率。本研究所使用之設備及耗材資訊附於表 3-6。

表 3-6 I-V 兩點探針電性量測系統的設備與耗材資訊

項目	說明
設備名稱	I-V 兩點探針電性量測系統
廠牌型號	Keithley, Keithley 2400
使用耗材	鎢探針

3.2.3 拉伸測試平台

本研究採用台大機械系陳志軒老師實驗室的 TA Instruments ElectroForce 3200 Series 精密力學測試系統，對所開發的柔性壓阻感測器進行單軸拉伸試驗，如圖 3-11。主要目的是評估感測器在人體體溫及模擬室外溫度 (45°C) 環境下，其機械應變響應特性與電阻變化的穩定性。此系統是一套專為低負載、高精度動態測試設計的平台，廣泛應用於生醫材料、微機電系統元件及軟性電子裝置的力學性能評估。ElectroForce 3200 系統的核心技術為其專利的無摩擦磁驅線性致動器 (Magnetic linear actuator)。該致動器能夠提供高解析度、低噪聲的精密載荷與位移控制，並具備優異的高頻響應能力和出色的重複性。系統同時配備了高靈敏度力感測器 (Load cell) 及數位閉迴路控制模組，使其能夠精確施加並量測從微牛頓至數牛頓等級的微小負載，此特性對於測試微小尺寸或具有有限應變範圍的柔性元件尤為關鍵。

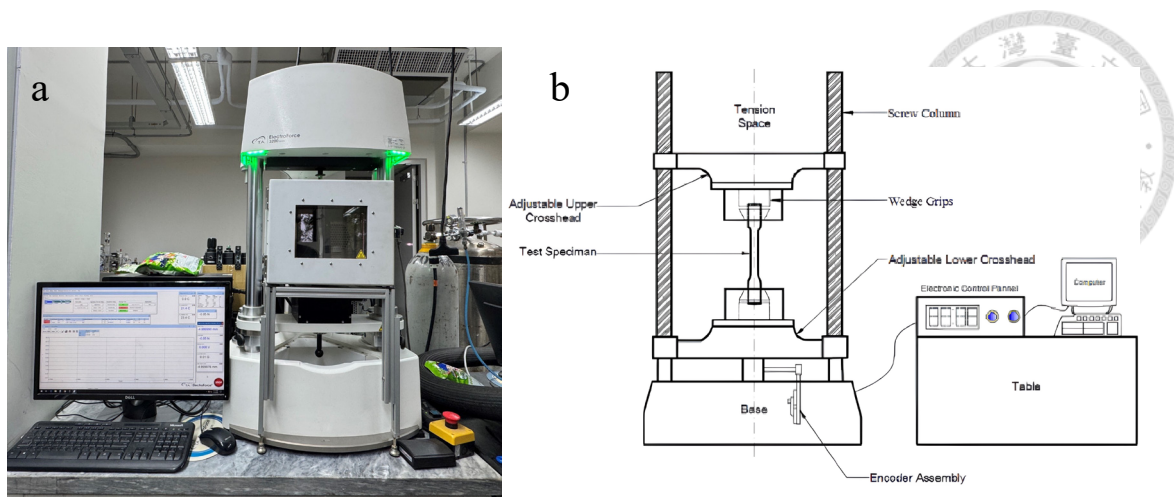


圖 3-11 拉伸試驗機實際影像及基本原理[73]

本設備亦支援整合溫控模組進行恆溫環境模擬測試，包含加熱座加熱腔體，可將測試溫度穩定控制於 0°C 至 80°C 範圍內，並進行溫度閉迴路監控與記錄。本研究於人體皮膚溫度 (30°C) 與模擬室外溫度 (45°C) 下分別進行感測器拉伸試驗，結果顯示兩者之電阻-應變關係高度一致，此現象清晰地證明了該感測裝置在接近實際應用環境的溫度範圍內具有優良的熱穩定性，未觀察到明顯的熱致漂移或因溫度變化引起的結構遷移行為。本研究所使用的主要設備型號規格於表 3-7。

表 3-7 拉伸測試機的設備與耗材資訊

項目	說明
設備名稱	拉伸測試機
廠牌型號	TA Instruments, ElectroForce 3200 Series
使用耗材	無

3.2.4 雷射共軛聚焦顯微鏡 (Laser confocal microscope)

本研究採用日本 Keyence 公司所生產之 VK-X210 型雷射共軛聚焦顯微鏡 (圖 3-12 所示) 進行樣品表面微觀形貌分析。雷射共軛聚焦顯微技術之核心原理在於利用單一波長雷射光源，經由物鏡聚焦於樣品表面特定點，樣品反射或散射之光線再經由同一物鏡收集，並透過共軛位置之針孔 (Pinhole) 過濾。此設計能有效排除非焦點平面之雜散光，大幅提升影像之軸向解析度與對比度，進而獲取清晰之光學切片影像。

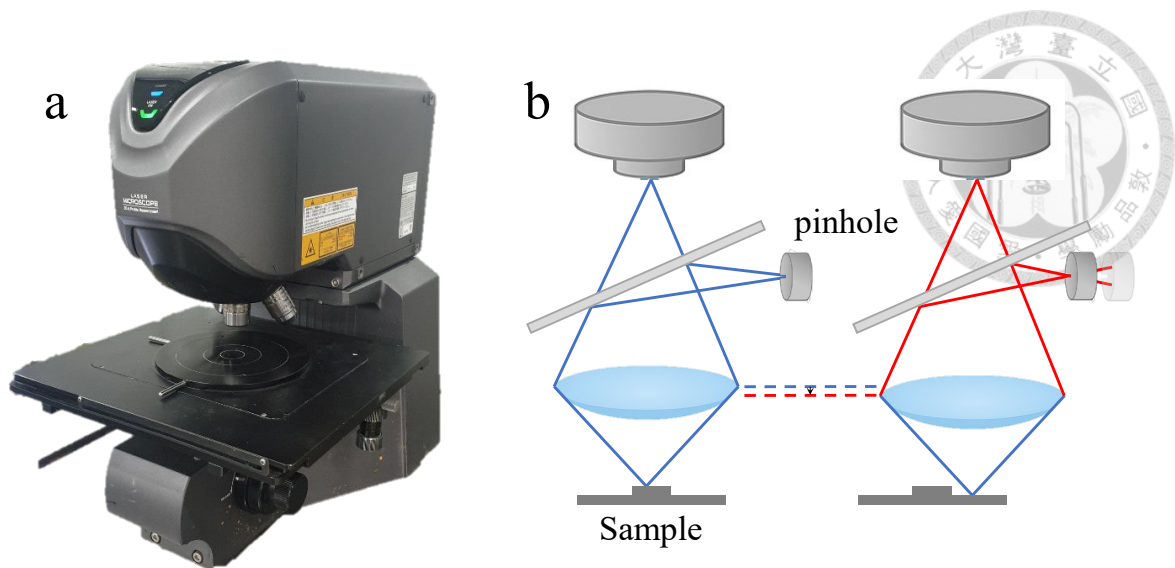


圖 3-12 (a) VK-X210 型雷射共軛聚焦顯微鏡 (b) 其原理

VK-X210 系統具備非接觸式三維表面輪廓量測能力。其整合高精度之電動 Z 軸掃描平台與 XY 軸掃描振鏡，可對樣品進行逐層掃描，取得一系列不同焦平面之二維影像。這些影像經由內建軟體演算法處理後，可重建出樣品表面之三維形貌模型，並提供微米級甚至奈米級之高度、粗糙度及體積等量測數據。此種高選擇性之焦平面偵測能力，使其特別適用於具複雜結構或透明薄膜之樣品，能有效避免來自下方或背景之訊號干擾，對於薄膜結構、微機電系統元件以及本研究所關注之半導體感測器結構表面品質檢測與微結構分析尤具優勢。

在本研究中，VK-X210 主要用於檢測感測器經過乾蝕刻後，評估所需乾蝕刻參數，並確保最終成品之品質符合設計規格。詳細之儀器規格及相關耗材資訊，彙整於附錄表 3-8。

表 3-8 雷射共軛聚焦顯微鏡的設備與耗材資訊

項目	說明
設備名稱	雷射共軛聚焦顯微鏡
廠牌型號	keyence / vk-x210
使用耗材	無



3.3 實驗設備

3.3.1 感測訊號擷取模組 (DAQ)

本研究使用的訊號擷取系統，旨在精確量測因臉部肌肉活動所產生的微弱應變訊號。為實現此目標，本研究採用 National Instruments (NI) 公司出品的多功能資料擷取裝置 NI USB-6341 作為核心數據採集平台，如圖 3-13 (a)。此裝置隸屬於 NI X 系列 DAQ 產品線，具備 16 個單端或 8 個差動類比輸入通道，16 位元解析度，單一通道最高取樣率可達 500 kS/s。此外，它亦整合了 2 路類比輸出、24 路數位 I/O 及 4 組計數器，接線點位如圖 3-13 (b)，並透過 USB 2.0 高速介面進行數據傳輸，非常適合需執行多通道同步讀取與即時訊號處理的應用需求。

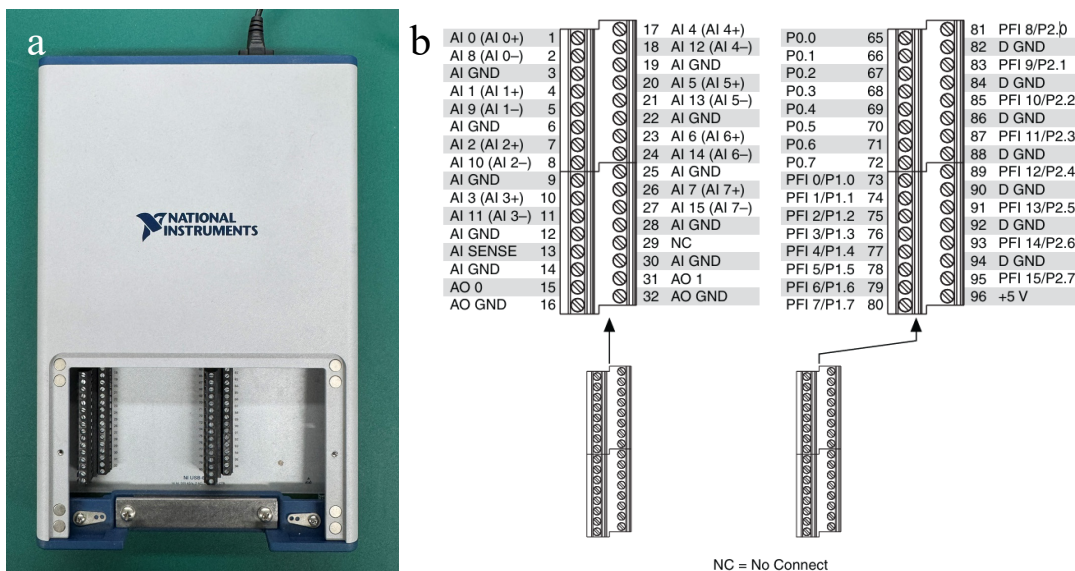


圖 3-13 (a) NI USB-6341 實際影像及 (b) 接點圖[74]

考量到原始應變訊號的幅值極其微小，通常在微伏等級，直接輸入 DAQ 可能導致雜訊比不足，因此本系統整合了儀表級差動放大器 AD620 進行前級訊號調理與放大。AD620 以其高共模抑制比 (CMRR>100 dB) 及可透過外部電阻精密調節放大倍率的特性而著稱。其增益 G 可由連接於其第 1 腳與第 8 腳之間的電阻 R_G 決定，計算公式為(3.1)：

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ [K}\Omega\text{]}}{R_G} \quad (3.1)$$

此放大器特別適用於放大毫伏 (mV) 乃至更低等級的微弱差動訊號。在本實驗中，

我們選用了市售的 AD620 模組版本 (圖 3-14 (a))，該模組內建可調式電位器，方便使用者快速設定增益大小與調整輸出偏移量，以優化訊號的動態範圍。

在實際的電路連接上，感測元件與三個等值精密電阻構成惠斯登四分之一橋 (Wheatstone quarter-bridge) 結構，並由一外部穩壓電源模組提供+5V 的穩定電壓。四分之一橋的差動輸出節點連接至 AD620 放大器模組的 S+與 S-輸入端。經過 AD620 放大後的差動訊號 (V_{out})，再接入 NIUSB-6341 DA 裝置的其中一組差動類比輸入通道 (AIx)。為確保系統共地穩定，AD620 模組的地線 (GND) 與 DAQ 裝置的類比輸入地 (AIx-) 相連接，如圖 3-14 (b)，以最大限度減少接地迴路雜訊。

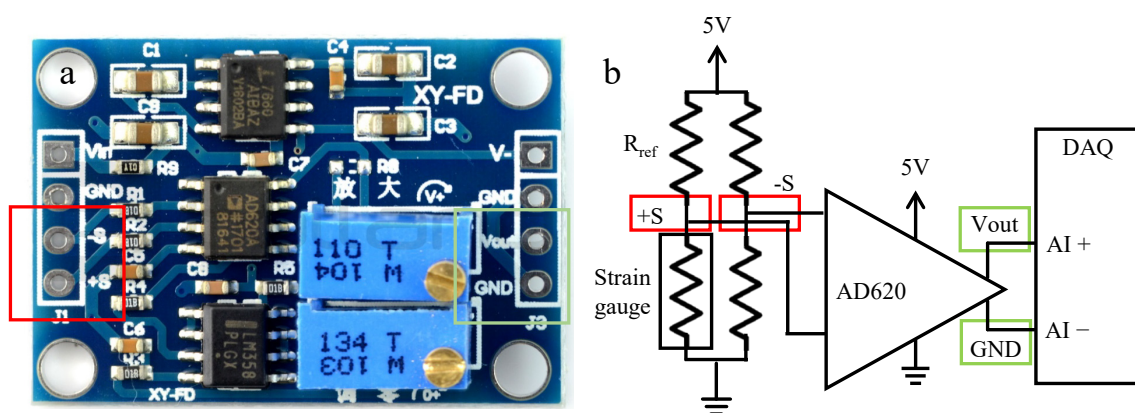


圖 3-14 (a) AD620 實際影像 (b) 放大器

在將感測器正式整合至資料擷取系統以進行動態訊號量測前，本研究首先利用是德科技 (Keysight) 生產的六位半高精度數位萬用電錶 (6½ digit digital multimeter) 進行了初步量測檢驗，量測設置如圖 3-15，主要目的在於檢視感測器在不同操作條件下，其輸出訊號之基本電壓準位與長時間穩定性，藉此評估感測器是否已具備進行後續精密量測之基本性能。此初步驗證工作不僅確保了感測單元本身的功能正常，亦為後續進行高保真度即時訊號擷取，以及基於此些數據進行機器學習模型建構等研究工作，奠定了穩固的基礎。主要設備型號規格於表 3-9。

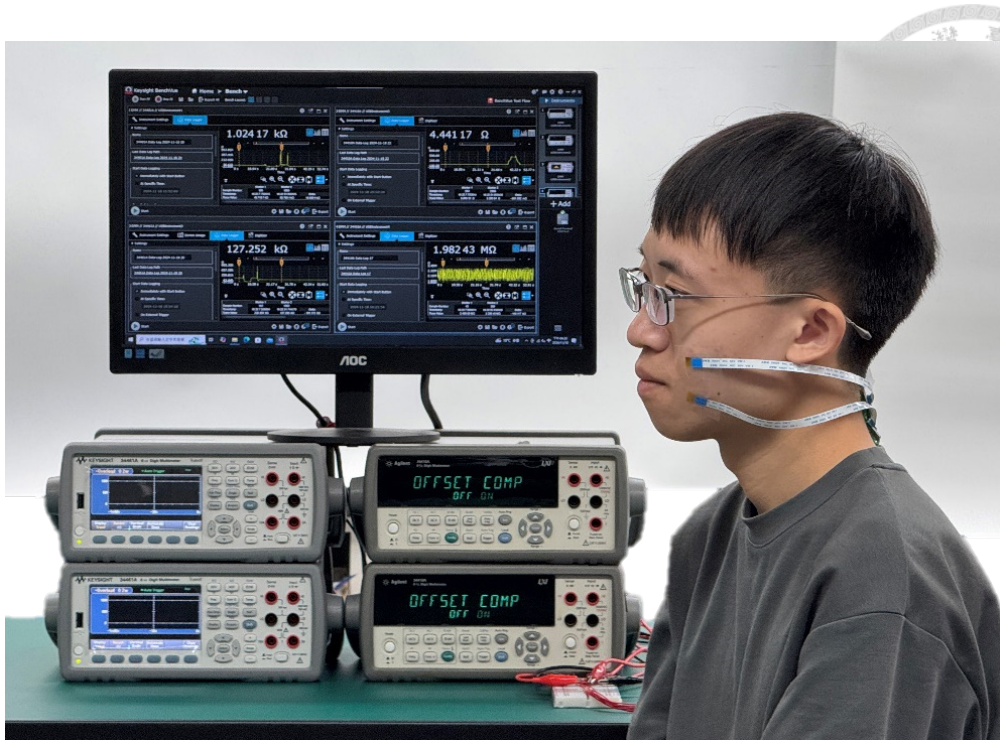


圖 3-15 使用六位半高精度數位萬用電錶量測示意圖

表 3-9 多功能資料擷取裝置及放大器的設備及耗材資訊

項目	說明	說明
設備名稱	多功能資料擷取裝置	放大器
廠牌型號	National Instruments, USB-6341	Analog Devices, AD620
使用耗材	無	無

3.3.2 Arduino

Arduino Uno 採用 ATmega328P 微控制器，提供 14 個數位輸出入腳位，以及 6 個類比輸入腳位，可支援各式感測器與模組之連接。研究中選擇 Arduino Uno，除了考量其簡易的程式燒錄與方便的擴充特性外，更重視其穩定性與相容性，符合實驗需求。

在無線通訊方面，本研究則搭配藍芽模組 HC-01 作為資料傳輸元件。HC-01 是一款基於藍芽 2.0 標準的串列通訊模組，能有效地與 Arduino Uno 透過串列埠 (UART) 進行通訊。此模組支援標準的藍芽串列埠通訊 (SPP)，讓 Arduino Uno 能輕鬆與電腦或手機進行雙向無線資料傳輸。Arduino Uno 與 HC-01 模組的連接方式十分簡單，透過 Arduino 的數位腳位並利用 SoftwareSerial 函式庫建立軟體串列埠，即可將 Arduino 的腳位設置為 RX 和 TX，並分別連接 HC-01 的 TX 和 RX 腳位，

形成交叉式的串列通訊連結。供電方面，HC-01 直接透過 Arduino 的 5V 與 GND 提供電源即可，在理想的開放空間條件下，HC-01 的有效無線傳輸距離約可達到 10 公尺。

研究中使用 Arduino Uno 配合藍芽模組 HC-01，作為無線訊號接收與指令傳送的控制端，達成以電腦端進行無線控制、訊號即時傳輸與資料紀錄的功能，並透過 Arduino 控制外部氣動設備，實現對氣動手掌的即時控制與實驗測試。相關硬體連接與實際裝置照片詳見圖 3-16。

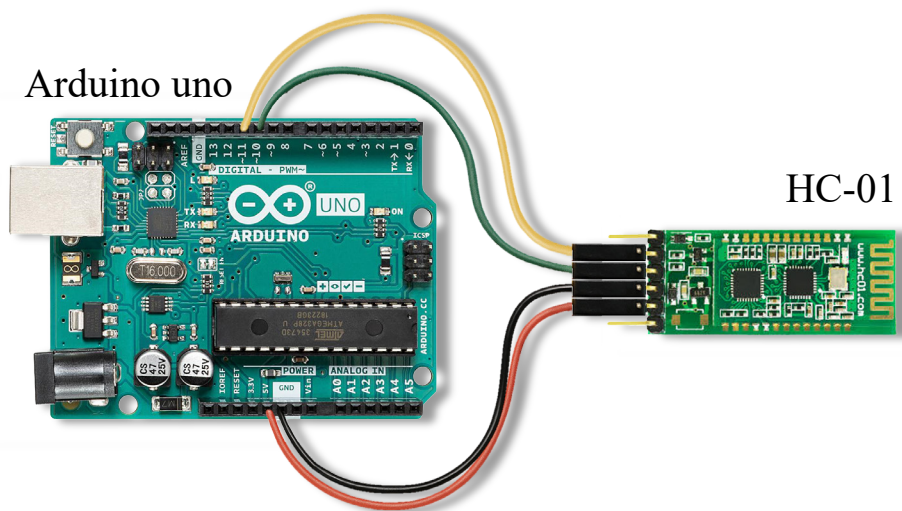


圖 3-16 Arduino Uno 與藍芽接收器 HC-01 連接示意圖

3.3.3 氣動手掌

為展示本研究無聲語音辨識系統的實際應用，特採用由台灣大學機械工程學系莊嘉揚老師實驗室開發並惠予借用，其實際外觀展示於圖 3-17[75]。此氣動手掌以其仿生多自由度設計為核心，旨在模擬人類手部的細膩動作與多樣化姿態，並作為本研究無聲語音辨識系統之直觀指令輸出介面。該系統的運作原理涵蓋了從生理訊號感測、機器學習辨識到氣動控制執行的完整鏈路。

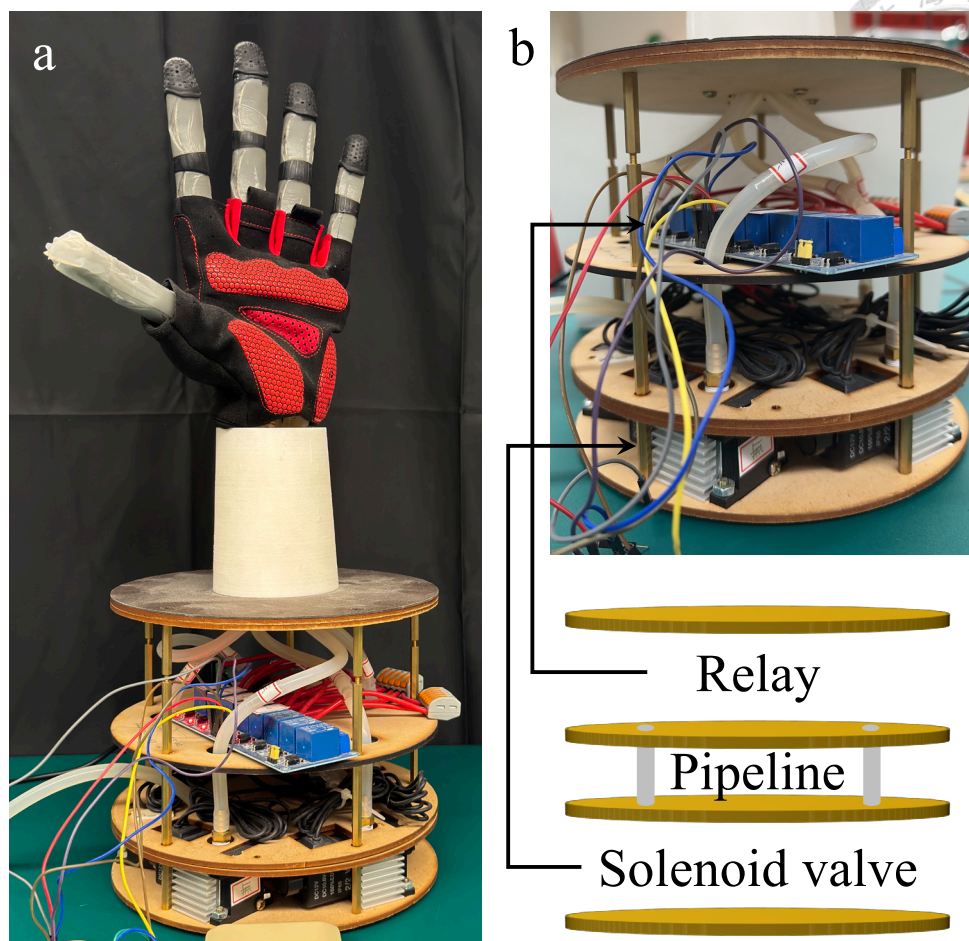


圖 3-17 氣動手掌實際影像

系統的訊號輸入源於使用者臉部特定肌肉群活動時產生的微弱應變變化，這些訊號經由前端感測器精確擷取，捕獲的原始訊號隨後被導入預先訓練的機器學習模型進行即時分析與指令解讀。一旦模型成功辨識出使用者的意圖，相應的控制指令便會透過藍牙無線通訊模組，傳送至氣動手掌的控制單元。氣動手掌的控制單元主要由 Arduino、繼電器陣列、多通道電磁閥組以及真空幫浦構成，其詳細的原理線路連接方式如圖 3-18 所示。微控制器在接收到藍牙傳輸的指令後，會根據預設的控制邏輯，精確驅動特定繼電器動作，進而控制對應電磁閥的開關狀態。電磁閥作為氣流的閘門，負責調控氣壓源與手掌內部各獨立氣動致動單元，也就是手指的負壓驅動軟性關節之間的氣體流動。透過對通往不同致動單元的壓力大小及作用時序的精密控制，利用負壓能夠使氣動手掌的個別手指或整體手掌完成如彎曲、伸展、抓握等多種複雜手勢，從而實現無聲指令的遠端、非接觸式實體化輸出。

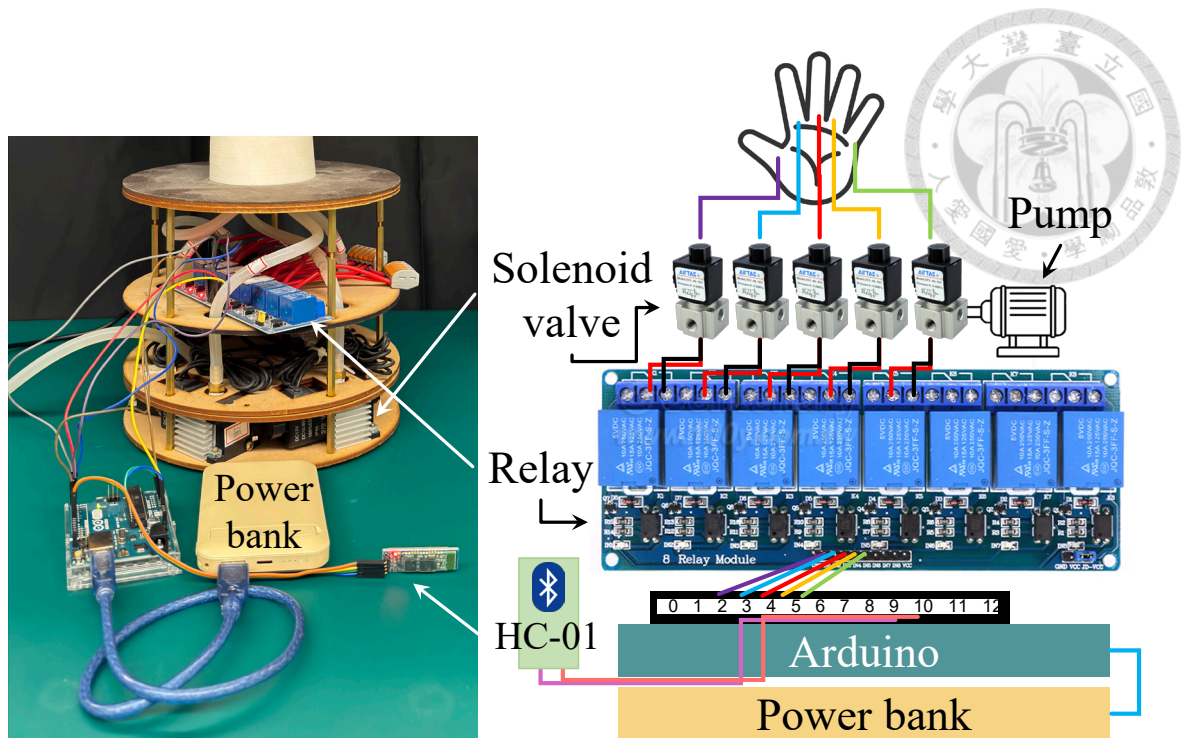


圖 3-18 氣動手掌原理接線示意圖

本研究透過整合此氣動手掌系統，不僅有效地驗證了前端臉部應變感測技術擷取微弱生理訊號的準確性，以及後端無聲語音辨識模型進行意圖判讀的成功率，更重要的是，它突顯了此類先進氣動手掌在拓展人機互動介面應用方面所具備的巨大潛力。其直觀的動作回饋機制與遠端操控能力，為未來在輔助溝通、遠程協同作業、以及互動式康復訓練等多元場景的應用開闢了新的視野。

3.4 實驗用材料與藥品說明

本研究旨在實現具柔性、高靈敏度與可轉印之壓阻式應變感測器。為達此目的，採用了多種具特殊物理與化學性質的材料與試劑，涵蓋感測層製作、轉印媒介、導電通道至保護層等各階段。各項主要材料的來源、用途與製程特性整理如下，如表 3-10：

一、SOI 晶圓

作為感測器主要結構之基材，所選用 SOI 晶圓具 175 nm 單晶矽 (Device layer)、1 μm 二氧化矽 (BOX Layer) 及 725 μm 矽基板。上層單晶矽可藉由微影與蝕刻精密圖案化為應變規結構，並進行 P 型離子佈植以賦予壓阻特性。

二、SU-8 光阻

SU-8 為一種高交聯度之環氧樹脂系負光阻，具備優異的機械強度與抗化學性，常用於微機電系統中作為結構層或保護層使用。本研究將其旋塗於 PI 基板上，作為矽感測器轉印之接著層，確保結構穩定性與抗環境干擾能力。旋塗後以分段升溫方式進行預烘（軟烤）與硬化（硬烤），以提高黏附性與表面均勻性。

三、PEDOT:PSS (聚 (3,4-乙二噻吩):聚 (苯乙烯磺酸))

PEDOT:PSS 為水溶性導電高分子，具柔性與透明導電特性，可作為可撓性電子裝置中之導電通道材料。於本研究中，其用途為製作應變感測器的連接線與訊號輸出通道。為提升導電性能與環境穩定性，本研究額外摻入奈米銀粉進行導電性增強處理，並於旋塗後進行烘烤與 lift-off 製程以去除多餘區域。

四、奈米銀粉 (Ag nanoparticles)

奈米銀粉摻入 PEDOT:PSS 中，可有效提升導電薄膜的電子傳輸能力與穩定度，降低電阻值，有助於提升信號讀取靈敏度並抑制長時間量測所導致的性能劣化。

五、聚醯亞胺薄膜 (Polyimide Film, PI)

PI 為高分子耐熱材料，具備良好之柔韌性、機械強度及化學穩定性，廣泛應用於柔性電子元件中。本研究以 PI 膜作為整體感測元件的基底材料，提供貼附臉部所需之可撓性與穩定性，並支撐轉印後之矽感測結構及導線層。

六、PDMS (聚二甲基矽氧烷)

PDMS 為矽膠類彈性體，於本研究中用作轉印媒介以實現 SOI 矽感測圖案轉移。PDM 依照主劑：硬化劑=10:1 配製後經脫泡（真空製完全無氣泡）與預固化（120°C, 30 分鐘）處理以獲得平整彈性表面，並於轉印過程中垂直黏貼並快速撕離，將感測器圖案自晶圓轉移至 SU-8/PI 基板上。

七、防水透氣膜

於臉部貼附時使用之固定膠膜。此材料具備優異的防水與透氣性能，並具有高黏性與低皮膚刺激性，適合應用於穿戴式感測系統的外層封裝，能有效提升整體配戴舒適度與使用穩定性。

表 3-10 各材料規格及相關資料

材料名稱	廠商/型號	相關特性說明
SOI 晶圓	University Wafer	<100>, 12-inch, 175 nm Si/2 μ m BOX/725 μ m substrate



SU-8	勁豪電子	SU-8 2002
APOL-LO	勁豪電子	APOL-LO 3207
TMAH	勁豪電子	TMAH 2.38 %
PEDOT:PSS	取自材料系羅世強老師	1.7 wt%, PEDOT 與 PSS 重量比為 1:6
奈米銀粉	匡元生化	直徑 35 nm
Polyimide film	Thermoplastic	厚度 25 μm
PDMS	Dow Corning	主劑：硬化劑 = 10:1
10 μm 雙面膠	TERAOKA	Adhesive power: 7.44N/20 mm Shear adhesive strength: 390N/4 cm^2
防水透氣膜	Nitto denko corporation	H24R10

第4章 實驗流程與製程



為實現具備高靈敏度、可撓性與即時辨識能力之無聲語音辨識系統，本研究致力於設計並製作一種基於單晶矽的壓阻式應變感測器，此感測器最終將整合至臉部訊號量測與氣動手掌控制。此複雜感測元件的開發，整合了微機電系統製程技術、精密的轉印製程以及先進的導電材料應用，其整體功能與結構的實現需仰賴一系列微機電製程步驟。本研究所提出的感測器製作與系統整合流程如圖 4-1 所示，分為三個主要階段：第一階段為感測元件製作 (Step A~Step E)，包括對 SOI 晶圓進行硼離子佈植後，透過光阻圖案化與乾式蝕刻定義蛇紋應變規結構。第二階段進行 BOX 層濕式蝕刻與 PDMS 轉印 (Step F~Step J)，將懸浮矽圖案轉移至預塗 SU-8 的柔性 PI 基板。第三階段則完成導電路製作與封裝 (Step K~Step N)，先旋塗 PEDOT:PSS 導電高分子並進行奈米銀粉處理以增強導電性，最後形成具多通道輸出能力之柔性感測器。

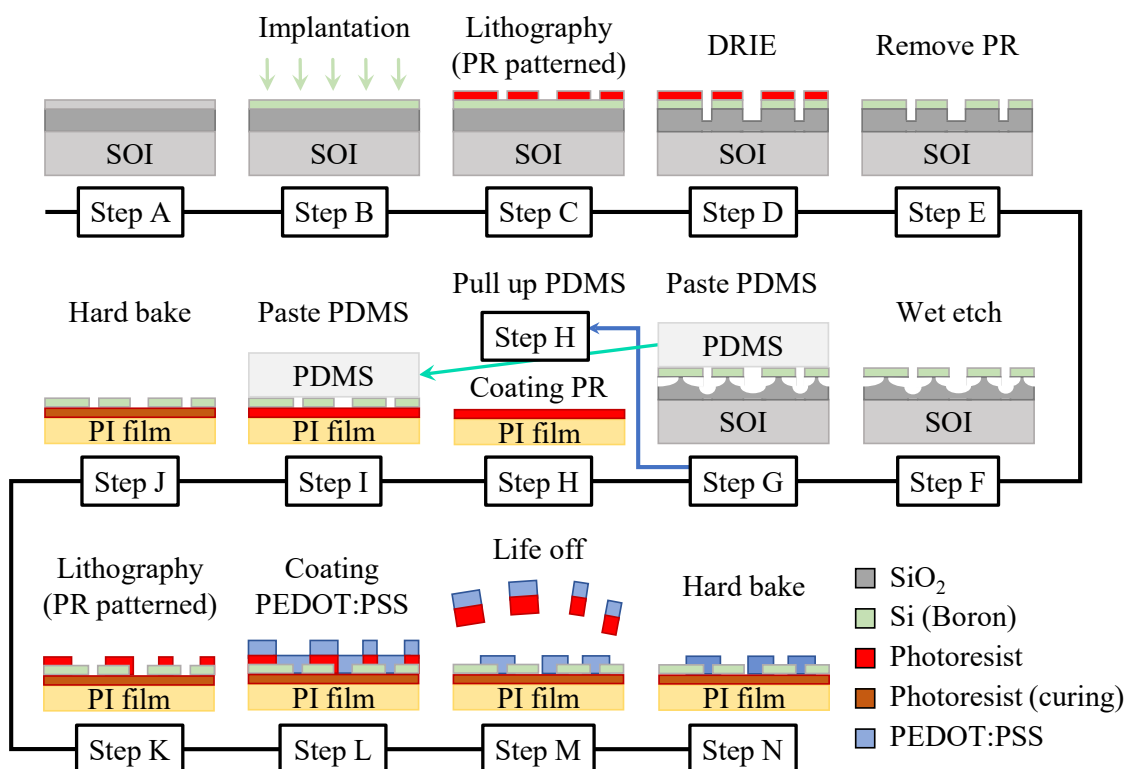


圖 4-1 完整製程流程圖



4.1 感測器設計原則與模擬分析

4.1.1 感測器設計

應變規結構設計方面，為顯著提升感測器對微小應變的偵測靈敏度並確保其在人臉皮膚上的柔性與可拉伸性，以及高靈敏度與高可撓性之雙重目標，本感測器在結構上採用了蛇紋 S 型設計。與傳統的直線型應變規相比，蛇紋結構透過精巧的幾何佈局，在感測器整體尺寸有限的前提下，大幅增加了電流路徑的有效長度[49]。為佐證此設計之有效性，本研究使用有限元素分析模擬比較直線型與 S 型應變規在相同拉伸條件下之主應力與應變分布，模擬結果如圖 4-2 所示。由圖中可見，S 型結構於彎曲區域產生顯著的應變集中 (紅色區域)，其 Von Mises 應力值遠高於直線型結構，顯示能更有效地將整體微變形放大為局部應力響應，提升訊號變化量與可偵測性。當感測器受到拉伸或壓縮時，整體變形能夠在蛇紋路徑的彎曲部分產生顯著的局部應變放大效應。此設計不僅能將微小的整體應變轉化為較大的局部應變，進而引發更顯著的電阻變化，同時 S 型曲線的設計有助於分散應力，避免應力過度集中於某一點而導致的結構提早斷裂，從而提升感測器的耐疲勞壽命與整體機械穩健性。將透過應變集中效應，將基板的微小拉伸放大為矽材料本身顯著的局部應變 (如圖 4-2)，從而極大化 GF 值。且蛇紋的幾何結構賦予了硬脆的單晶矽宏觀上的可拉伸性，使其能安全地應用於動態的皮膚表面。感測器的基礎幾何參數設定為線寬為 $60\ \mu\text{m}$ ，S 型結構直徑 $490\ \mu\text{m}$ ，並於兩端設計直徑為 $100\ \mu\text{m}$ 之圓形錨定區。為了實現對複雜臉部表情所引發的多維度應變進行全面捕捉，每個獨立的感測器單元均整合了兩組相互垂直的 S 型應變規。一組沿 X 軸方向配置，用以偵測如嘴角橫向拉伸或收縮的應變；另一組則沿 Y 軸方向配置，以偵測如張嘴或抿嘴等縱向的應變。本研究規劃在特定臉部區域佈局四組此類雙軸感測器，構成總計八個獨立的應變感測通道 ($4X+4Y$)，旨在提供豐富的時空應變資訊，為後續的無聲語音辨識模型提供高維度、高區分度的特徵向量。

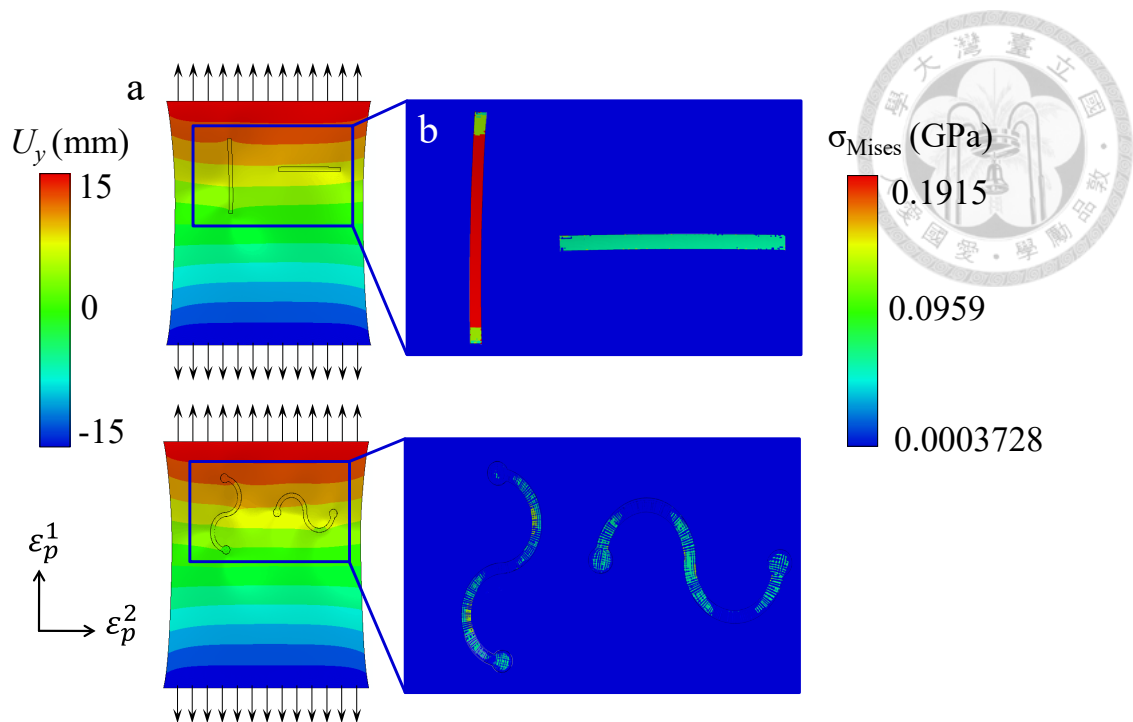


圖 4-2 直線型與蛇紋 S 型應變規之有限元素模擬比較。(a) 為整體應變場，(b) 為感測結構主應力分布。

材料選擇與晶向配置對於壓阻式感測器的性能至關重要。本研究採用 SOI 晶圓作為感測器的基底材料，其結構包含：175 nm 單晶矽、1 μm 二氧化矽 BOX 層與 725 μm 厚底層基板。感測器的應變規將製作於頂層的單晶矽設備層，並特別選擇了硼進行摻雜，使其呈現 P 型半導體特性。在 $\langle 100 \rangle$ 晶面的 SOI 晶圓上，P 型矽應變規的長度方向被設計為沿著 $\langle 110 \rangle$ 晶向。此一特定選擇是基於 P 型矽在該晶向所展現出的優異壓阻特性。根據壓阻效應公式如前節公式(2.2)。在 P 型矽中，當應變規沿晶向 $\langle 110 \rangle$ 設計時， $\pi_l \approx 71.8 \times 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ ， $\pi_t \approx -66.3 \times 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ ，兩者數值差異大且符號相反。這種特性使得在應力作用下，電阻變化量最大化，從而極大地提升了感測器的應變靈敏度和方向辨識能力，並有利於利用惠斯登電橋等差分放大電路設計來進一步提高雜訊比。

4.1.2 有限元素模擬分析 (FEA)

為驗證上述設計原則的有效性並對感測器幾何參數進行優化，本研究運用有限元素分析軟體 Abaqus/Standard 進行了詳細的數值模擬。模擬過程中，感測器材料設定為 P 型單晶矽，其機械特性楊氏模數 169 GPa 及蒲松比 0.27。邊界條件設置為一端固定，另一端施加特定的軸向位移，以模擬感測器在實際拉伸應用情境下

的力學響應。分析重點包括結構的主應變分佈、Von Mises 應力分佈以及特定電阻區域的應變集中情況。

初步的模擬結果清晰地展示了蛇紋 S 型設計相較於直線型設計的優越性。如圖 4-2 所示，進一步地，為了探尋最優的蛇紋結構參數以平衡靈敏度、可拉伸性與結構強度，本研究還對多種不同形態的蛇紋結構進行了比較分析，如圖 4-3 所示。該比較包括了改變蛇紋單元間直線段長度 L 值， $L=0, 200, 500, 800 \mu\text{m}$ 以及採用馬蹄形 (Horseshoe) 等不同曲率半徑和連接方式的設計。模擬結果隨著直線段長度 L 的增加，從 $L=0$ 到 $L=800 \mu\text{m}$ ，在承受相似的總體變形時，結構內部的最大馮·米塞斯應力呈現下降趨勢，從 $L=0$ 時的 $8.6 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ 降至 $L=800 \mu\text{m}$ 時的 $6.6 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ 。這意味著 L 較大的蛇紋結構可能具有更好的延展性和更低的應力集中，有助於提高元件的耐用性；而 L 較小的蛇紋結構則可能因更高的應力集中而獲得更高的應變放大倍數，即更高的靈敏度，但也可能面臨更大的結構失效風險。馬蹄形結構則呈現出另一種特定的應力分佈與數值，如 $6.8 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ ，提供了設計上的另一種選擇。這些模擬結果為感測器的最終幾何設計提供了關鍵的量化依據，使得我們能夠在靈敏度、可拉伸性、應力分佈以及製造工藝容許度之間進行權衡與優化，以期達到最佳的綜合性能。綜上，透過不同幾何參數模擬結果提供之定量依據，本研究在靈敏度、可拉伸性與可靠性之間進行權衡，最終採用 $L=0$ 之蛇紋設計作為最佳方案，以追求更大的訊號變化與分類表現實現面向高解析度無聲語音辨識應用之高效應變感測器。

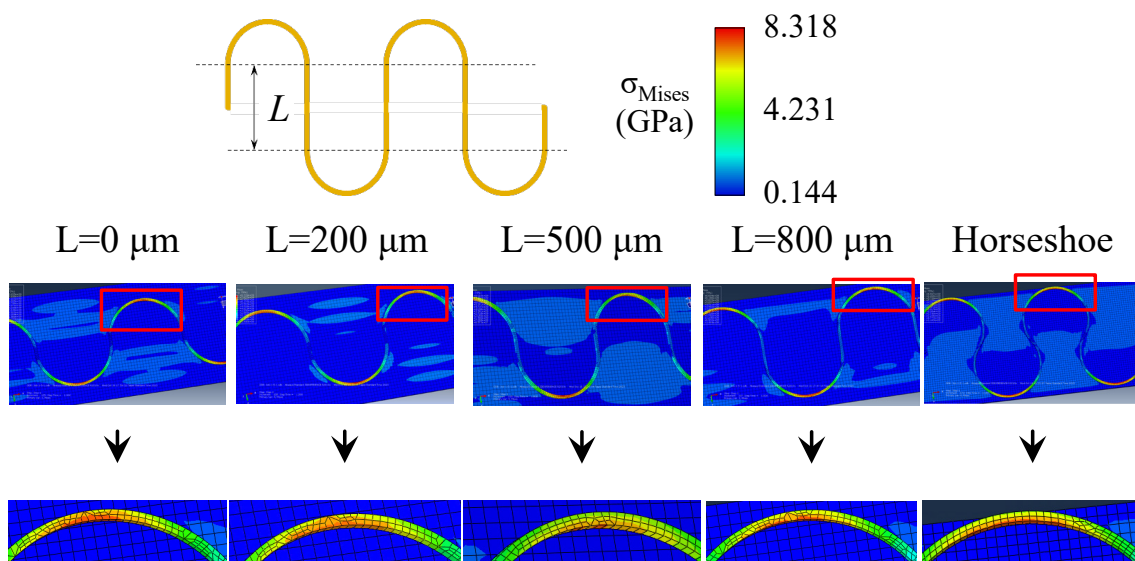


圖 4-3 對於不同 L 的蛇紋狀結構之有限元素分析

最終對完整感測器元件進行了有限元素分析模擬。模擬結果如圖 4-4(a) 所示，當感測器整體結構承受均勻拉伸負載時，各並聯的蛇紋間的應力分佈呈現出良好的一致性。從圖 4-4(b) 及 (c) 的局部放大圖可更清晰觀察到，Von Mises Stress 顯著集中於各蛇紋梁結構曲線的內側轉折區域。此應力集中的位置與應力數值範圍，均與前述針對蛇紋單元之模擬結果高度吻合。此結果顯示多蛇紋單元並聯配置之設計，可在維持高靈敏度的同時，有效地分散及降低局部應力集中，提升元件的整體機械可靠性。

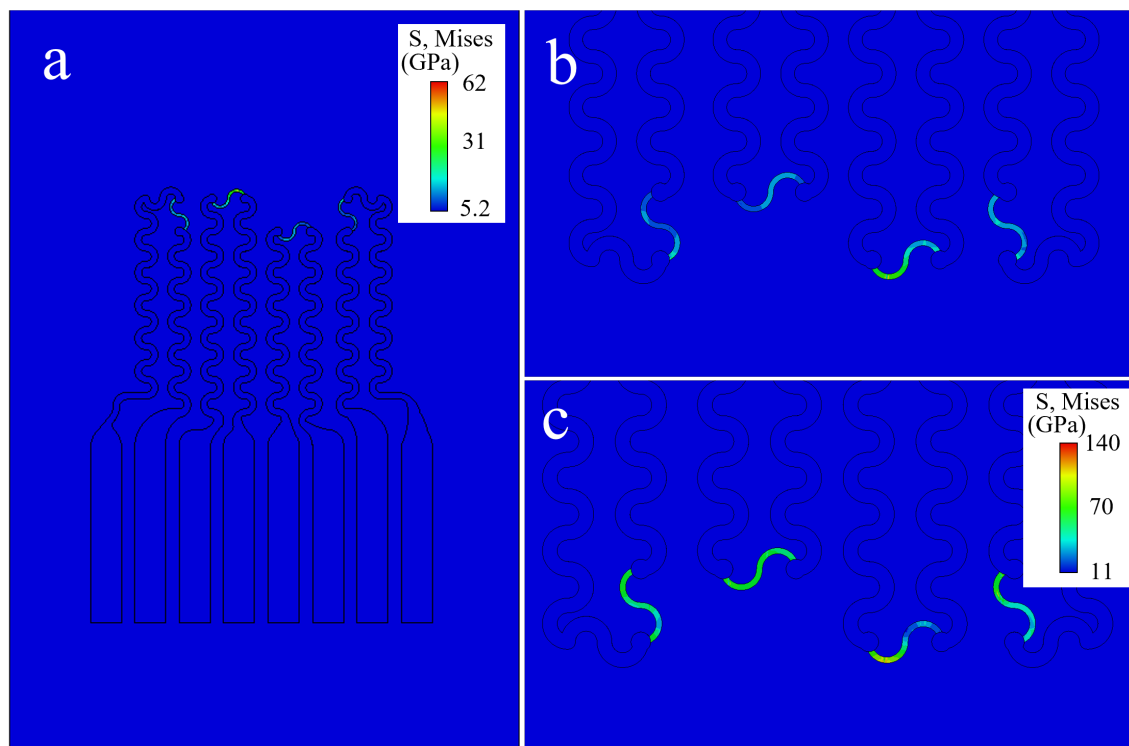


圖 4-4 感測器結構之有限元素分析 (FEA) 模擬結果 (a) 整體結構於均勻拉伸負載下之 von Mises 應力分佈 (b) 拉伸 15%感測元件應力分佈局部放大圖 (c) 拉伸 30%感測元件應力分佈局部放大圖

另一方面，為滿足感測器在實際應用中與外部讀取電路進行電性連接之需求，本研究在感測器結構的輸出端設置的連接區域。該區域設計有多個獨立的接點，其中心間距被精確設定為 1 mm。此間距規格旨在匹配市面上標準的軟性扁平電纜 (Flexible flat cable) 之連接要求。這種間隔設計使得感測器能夠直接與常規 1 mm 間距的商用軟排線兼容，大幅簡化了後續元件封裝及訊號擷取的流程。本研究最終確定的感測器設計，如圖 4-5 所完整展示的結構及其細部連接特徵，乃是綜合考

量了結構強度、應變靈敏度、電性連接便利性以及製程可行性等多重因素後的優化成果。此設計充分滿足本論文所開發之無聲語音辨識系統對於感測元件在實際應用上的各項需求。

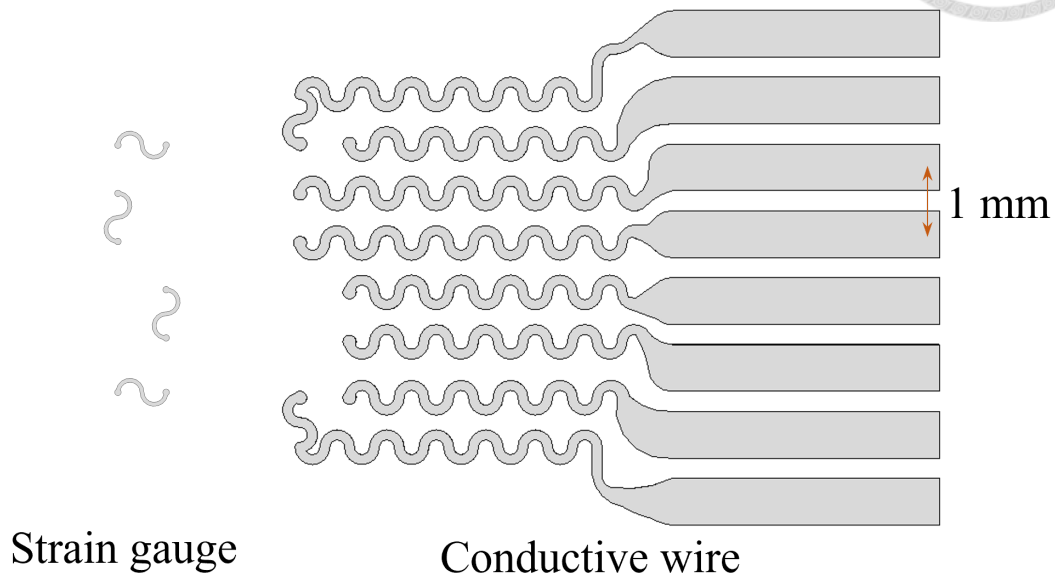


圖 4-5 最終感測器結構設計示意圖

4.2 感測圖案製作與初步製程

本研究感測元件的製作以 175 nm 厚的單晶矽 SOI 晶圓上層作為主要感測材料，藉由微影蝕刻技術定義出微米尺度的壓阻式應變感測圖案，使其具備高靈敏度與可撓特性。圖 4-6 下列為本研究的初步製程步驟詳細流程：

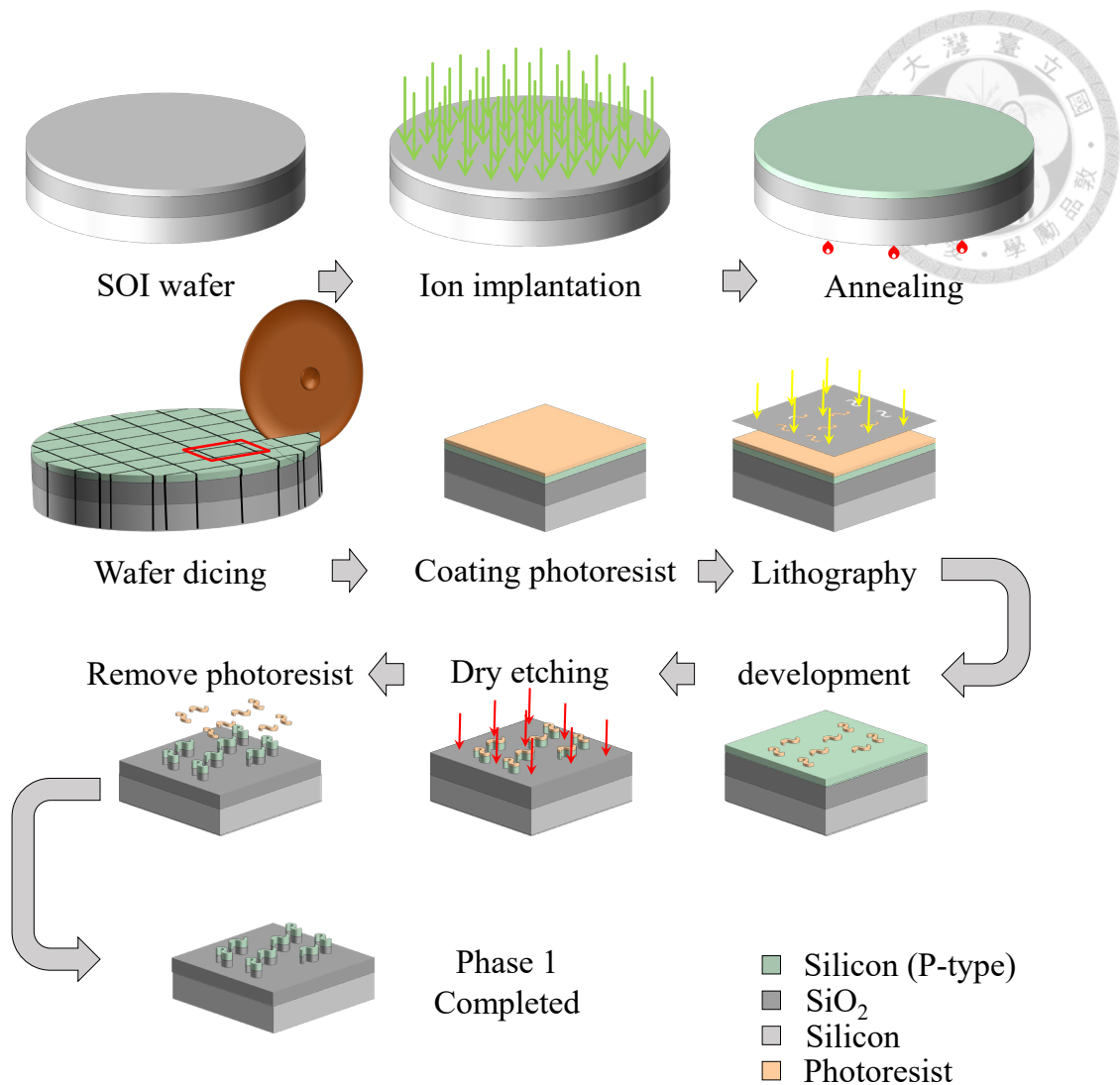


圖 4-6 第一階段製程流程圖。首先選用含有 175 nm 單晶矽層的 SOI 晶圓作為感測元件之基材，並透過離子佈植導入摻雜物以呈現其壓阻特性，隨後進行熱退火以修復晶格缺陷與活化摻雜效果。完成預處理後，晶圓經切割成適合尺寸以利後續微影操作。在圖案製作階段，先於晶片表面旋轉塗佈負光阻，並以接觸式曝光機將蛇紋狀應變規圖案轉印至光阻層。顯影後形成圖案遮罩，再以乾式蝕刻技術將上層矽蝕刻至 BOX 層，定義出完整的感測圖形。蝕刻結束後去除光阻，露出已製作完成的壓阻圖案。

4.2.1 離子佈植 (Ion implantation)

為賦予感測器核心的壓阻特性，本研究採用 P-type 硼進行 SOI 晶圓頂層 175 nm 單晶矽的離子佈植。此步驟透過台灣半導體研究中心 (TSRI) 的 E500HP 高電流離子佈植機實施。為確保離子精確分佈於單晶矽 device layer 內，並獲得均勻的

壓阻層以實現穩定的電阻變化特性，我們利用線上模擬工具，<https://cleanroom.byu.edu/> 提供的計算服務，對佈植參數進行了精密計算與最佳化。

具體而言，針對本研究所採用之 175 nm 厚單晶矽感測層，離子佈植條件設定為能量 35 keV、劑量 5×10^{14} ions/cm²。根據 TCAD 模擬結果 (如圖 4-7 所示)，該參數組合可使硼離子的投射深度 (Projected range, R_p) 落於約 95 nm，恰位於感測層的中間區域，能有效對準最大應變集中處，確保壓阻層與應變最大處對齊，以提升感測靈敏度與響應一致性。此外，模擬曲線顯示離子濃度在 0 至 0.25 μm 區間內快速遞減，絕大部分佈植離子均停留於單晶矽層內，未穿透至下方的 BOX layer，有助於降低漏電風險與提升器件穩定性。此佈植分佈呈現典型的高斯形狀。根據模擬結果， R_p 約為 95 nm，而其標準差 ΔR_p 約為 35 nm，使得 $R_p/\Delta R_p \approx 2.7$ 。這樣的雜質分佈確保了大部分的硼離子集中在 175 nm 單晶矽層的核心區域，避免過度擴散至邊界，有利於形成定義明確的壓阻感測區，對提升感測器之解析度與降低雜訊有所助益。

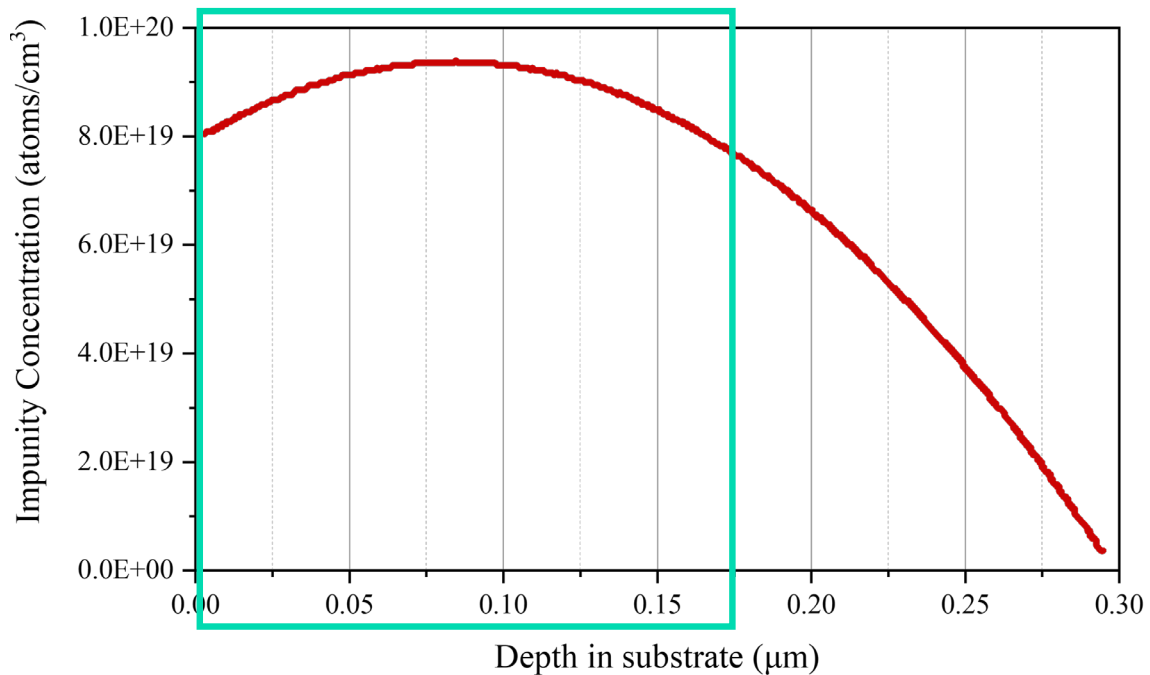


圖 4-7 離子佈植濃度分佈與深度模擬結果

離子佈植完成後，為修復因高能離子撞擊造成的晶格損傷並活化摻雜的硼離子，使其進入矽的晶格取代位，晶圓還需進行退火處理 (Annealing)。根據線上模擬工具調整參數 (<https://cleanroom.byu.edu/>)，最終退火參數設定為在氮氣 (N₂)

環境下，以 1000°C 持溫 30 秒。

4.2.2 光阻塗佈 (Photoresist spin coating)

離子佈植完成後，晶圓需進行徹底清洗，以去除製程中可能引入的表面污染物與微塵粒子，才能進行下一步製程，以丙酮、異丙醇 (IPA) 去除有機物、金屬離子等污染物，最後再以去離子水 (DI water) 進行浸洗，每次超音波浸洗 5 分鐘，並以高純度氮氣吹乾。在此階段本研究選用 APOL-LO 3207 負型光阻 (Negative photoresist) 進行微影製程，光阻塗佈採用旋轉塗佈機 (Spin Coater) 進行。首先將晶圓置於旋塗機轉盤中央並真空吸附固定，接著滴下適量光阻於晶圓中心。旋塗程序設定包含擴散階段的低轉速 1000 rpm 持續 10 秒與均勻化階段的高轉速 3000 rpm 持續 30 秒，以獲得約 5 μm 的光阻厚度，如圖 4-8。塗佈完成後，晶圓將進行軟烤 (Soft bake)，以去除光阻內的多餘溶劑，增強光阻的附著力與機械強度。

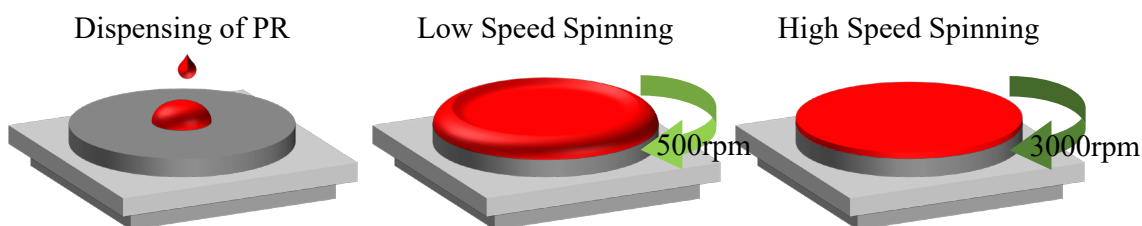


圖 4-8 光阻旋塗速度原理示意圖

進行軟烤是為確保光阻能均勻覆蓋基板表面，其配方中通常含有大量揮發性溶劑，使其在旋塗階段保持適當流動性。旋塗完成後，須進行軟烤以移除光阻中的大部分溶劑，促使其由液態逐漸固化，並提升對基板的附著力。同時，隨著溶劑揮發，光阻厚度亦會略為收縮，如圖 4-9 所示。實驗中，於旋塗前預熱加熱板 (Hot plate) 至 110°C，旋塗完成後立即將晶片置於加熱板上加熱 90 秒，待其冷卻後再進行後續曝光製程。

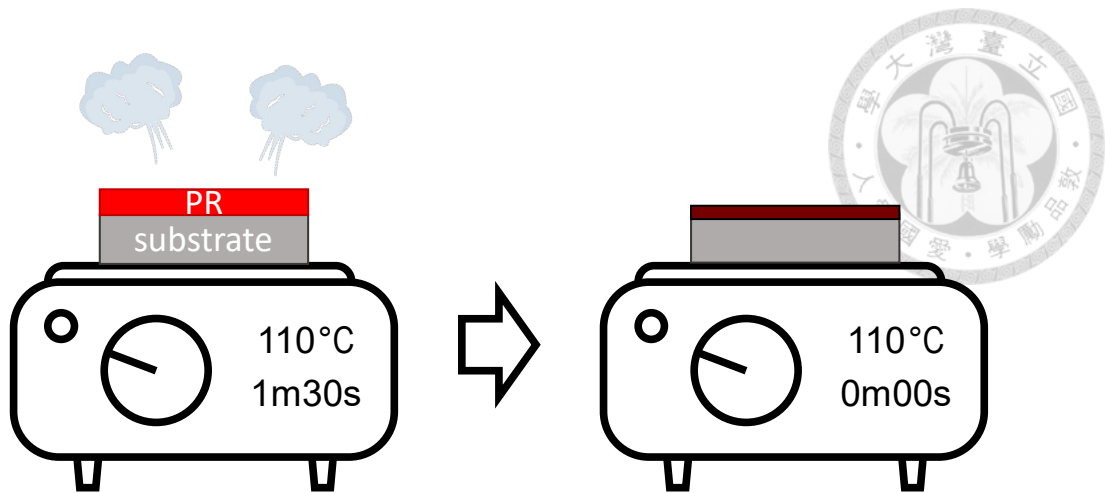


圖 4-9 軟烤對光阻之影響示意圖

4.2.3 接觸式曝光 (Photolithography exposure)

本實驗於微影製程中採用 MA/BA8 Gen3 曝光機，其屬於手動操作的單面接觸式曝光系統，具備高解析度與操作彈性，廣泛應用於薄膜製程與微機電元件圖案化。本次製程使用之光阻為 APOL-LO 3207，為一款負光阻材料，常見於厚膜微影與高深寬比結構製作，其特性為在曝光區域內交聯後無法被顯影劑溶解，故需特別控制曝光劑量以確保圖案解析度。為確保曝光精度，本研究依據光阻供應商提供之光學特性參數，並參考其建議能量需求 150 mJ/cm^2 進行實際照度計算。本曝光機提供雙波段能量源，其中 365 nm 波長的照度為 5.45 mW/cm^2 ，405 nm 為 8.91 mW/cm^2 。並透過 nk 圖 (如圖 4-10 所示) 顯示 APOL-LO 3200 系列光阻於紫外波段 (200–400 nm) 下的折射率 n 與消光係數 k ，以消光係數 k 線得知主要反應波長 365 nm 為主進行估算，得計算出曝光時間約為 25 秒，以達成最佳的交聯效果與圖案解析度，避免過度曝光導致邊緣膨脹或曝光不足造成圖案不完整。

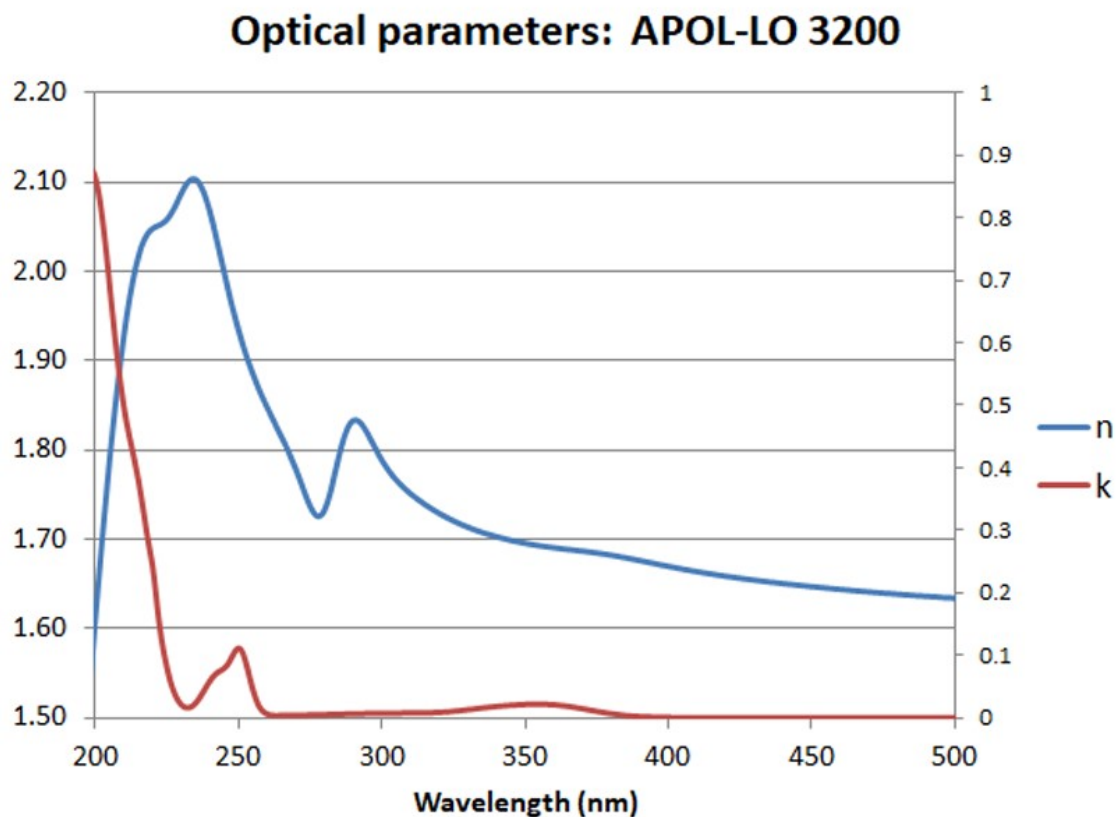


圖 4-10 APOL-LO 3200 系列的 nk 圖[76]

實際操作上，先使用異丙醇與無塵紙清潔光罩與樣品載台，並以氮氣吹乾，確保表面無污染物。曝光前須確認基板經軟烤冷卻至室溫，以避免殘餘熱能影響光阻對紫外光的吸收行為。將已塗布光阻的樣品置於載台上，透過顯微鏡進行手動對位，並使用 Soft Contact 模式進行光罩接觸，減少對光阻表面的機械損傷。曝光結束後，立即進入顯影程序。

4.2.4 曝光後烤與顯影 (PEB & Development)

曝光完成後，會先進行曝光後烘烤 (Post-exposure bake, PEB)，於 110°C 烘烤 90 秒，以穩定光阻的結構、強化曝光引發的化學反應，並改善最終圖案的對比度，此時肉眼即可看出光阻上的曝光圖案。接著，使用針對所選光阻特性的顯影液 (Developer, TMAH 2.38%)，對晶圓進行顯影處理。顯影時間依光阻厚度與曝光狀況控制，在厚度 $5\text{ }\mu\text{m}$ 下顯影 40 秒。對於負型光阻，未受曝光區域的光阻將被溶解去除，留下受光區域的光阻圖案。顯影完成後，如圖 4-11，晶圓以去離子水浸洗並用氮氣吹乾。

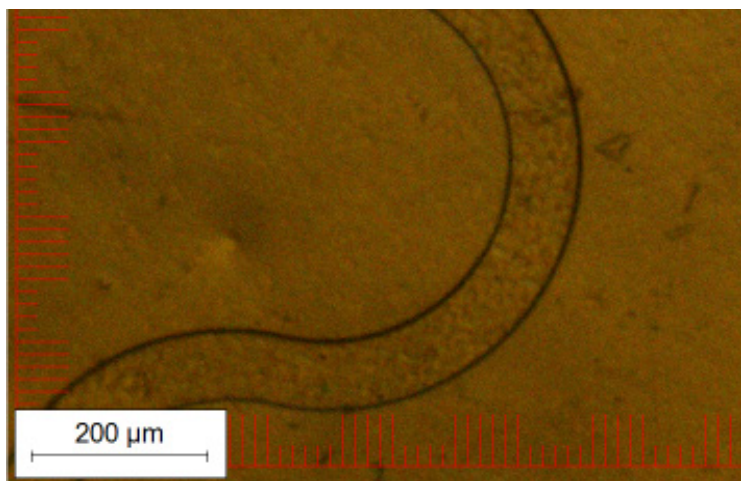


圖 4-11 顯影後實際 OM 影像

4.2.5 乾式蝕刻 (Dry etching)

在微影圖案製程完成後，本研究使用 Samco RIE-800iPB 電感耦合電漿反應離子蝕刻機 (ICP-RIE, Inductively coupled plasma reactive ion etching)，進行兩次蝕刻循環，以將光阻圖案轉移至 SOI 晶圓上層的單晶矽中。主要去除光阻以外區域的矽層，形成預定之感測圖案結構，且會進一步將部分 BOX 層 (SiO_2) 蝕刻，使後續的濕蝕刻可更快速且有效完成結構釋放，如圖 4-12 (c) 所示，不只蝕刻 Device layer 形成圖案還有更往下蝕刻一些 BOX layer。

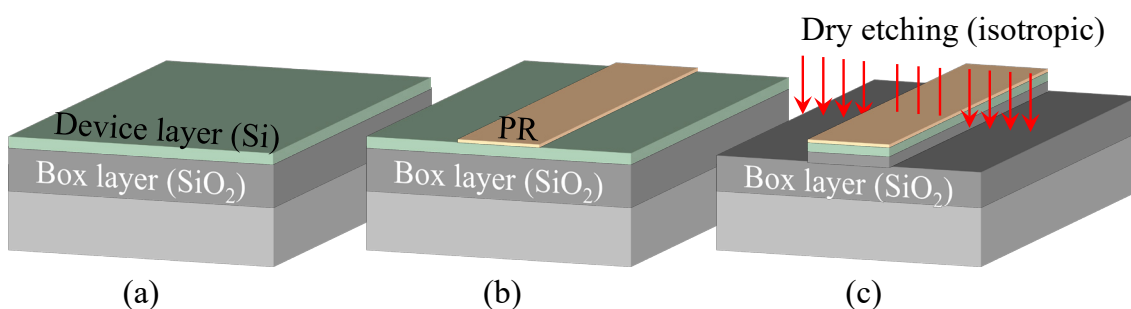


圖 4-12 乾蝕刻流程示意圖

ICP-RIE 系統的蝕刻氣體組合常採用氯基 (Cl_2) 或氟碳基氣體 (SF_6 、 C_4F_8)，輔以 Ar 輔助氣體，並透過射頻功率、基板偏壓 (Bias voltage)、氣體流量與腔體壓力等參數的精準控制，實現高選擇比與良好的蝕刻方向性 (Anisotropy)。根據本感測器懸浮結構的設計需求，本研究選擇將單晶矽層蝕刻穿透至 BOX 層，並部分薄化 BOX 作為後續濕蝕刻的切入面，提升整體製程效率。

為確認實際蝕刻深度是否達成設計要求，本研究採用 Keyence VK-X210 雷射共軛聚焦顯微鏡對經乾式蝕刻後之樣品進行表面輪廓掃描及深度量測。本研究使用之 SOI 晶圓，其上層單晶矽厚度設計為 175 nm。為確保後續濕蝕刻製程能有效將結構自基板釋放，目標蝕刻深度需顯著超過此單晶矽層厚度，並至少部分蝕入下方的二氧化矽層 (BOX layer)。

由雷射共軛聚焦顯微鏡所測得之截面輪廓圖 (圖 4-13 (c))，從圖中可清晰觀察到，蝕刻區域與未蝕刻區域之間形成了明確的高度差 (圖 4-13 (b))。經精密量測，實際平均蝕刻深度約為 $0.79\ \mu\text{m}$ 。此深度不僅遠大於 SOI 晶圓之上層單晶矽厚度的 175 nm，更已確認成功穿透該矽層並蝕刻進入至 BOX 層，符合製程設計預期。此外，圖 4-13 (a) 呈現了蝕刻區域之二維表面形貌掃描結果。結果顯示，經 ICP-RIE 後的區域具有良好之表面均勻性與平坦度。綜合上述量測數據，證明本研究採用之 ICP-RIE 乾式蝕刻參數能有效且精確地控制蝕刻深度與蝕刻後表面品質，滿足高精度感測器結構製造對於微細加工之嚴格要求，並為後續濕蝕刻釋放步驟的順利進行奠定了可靠基礎。

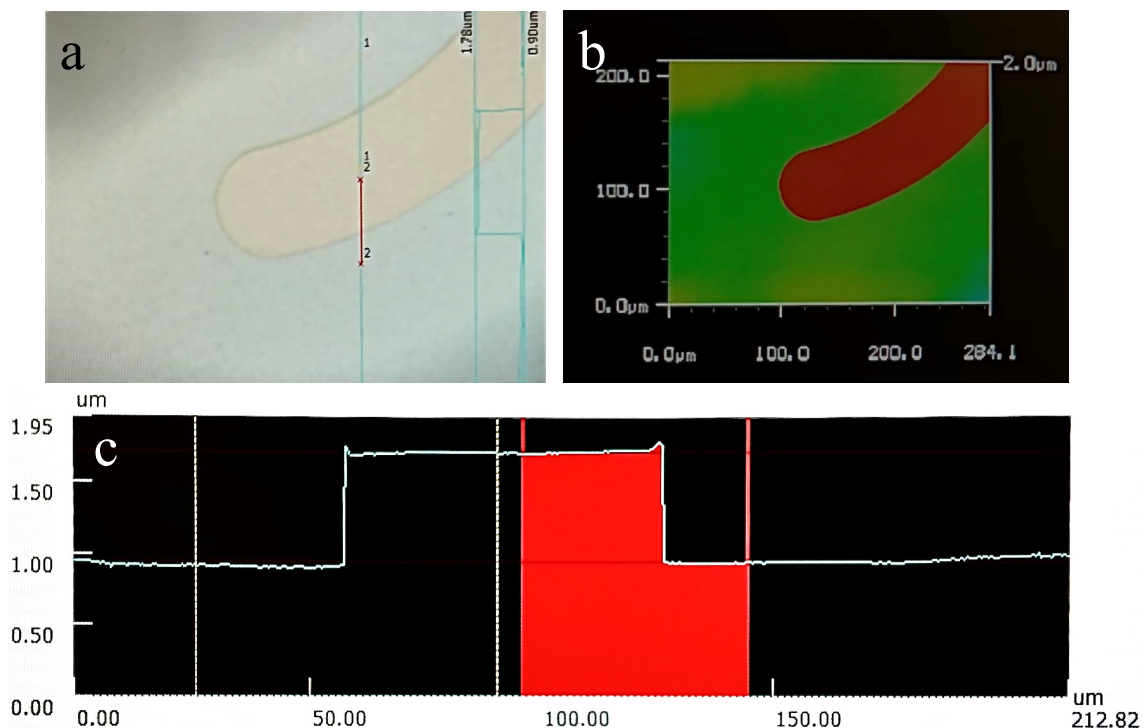


圖 4-13 雷射共軛聚焦顯微鏡量測結果 (a) 二維輪廓圖 (b) 3D 拓撲色彩高度圖，綠色至藍色代表蝕刻後低位表面，而紅色為未被蝕刻高位表面 (c) 剖面高度截面

4.3 PDMS 轉印與柔性基板整合

本章節旨在詳述將感測圖案由硬質基板轉移至柔性基板，並完成最終元件整合的關鍵製程。為了實現可撓曲、能貼合於複雜表面的感測應用，本研究採用 PDMS 作為中介轉印層，利用其微黏性特性，將前一階段製作於暫時基板上的感測器圖案結構，精確地轉貼至目標柔性基材-PI 薄膜上。PI 基板因其優異的耐熱性、化學穩定性及良好的機械柔韌性而被選用。此轉印與整合步驟的成功與否，直接關係到最終柔性感測元件的性能與可靠度。如圖 4-14 為本研究的 PDMS 轉印與柔性基板整合之製程步驟詳細流程。

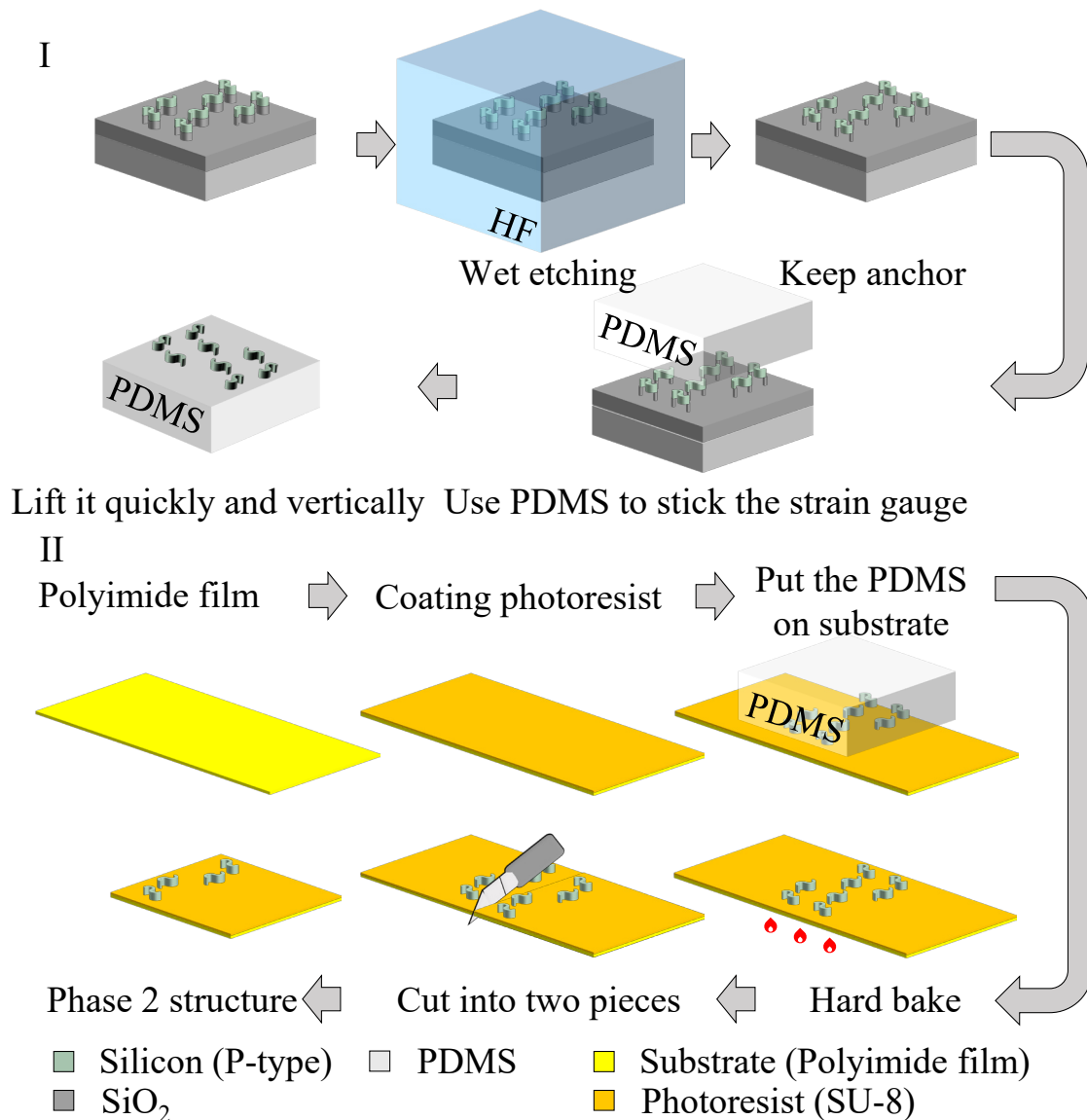


圖 4-14 第二階段之濕蝕刻與轉印流程，(I) 為製備轉印材料 (II) 為轉印主要步

驟。

首先，將經乾式蝕刻圖案化之晶片浸泡於氫氟酸 (HF) 中進行濕蝕刻，以去除下方的 BOX 層 (二氧化矽)，使感測圖案脫離。為確保圖案於轉印前保持定位，本研究保留部分未蝕刻區作為 anchor 結構，避免圖案漂移或破損。接著，以 PDMS 輕壓感測圖案表面並快速垂直剝離，使圖案完整附著於 PDMS 表面。轉印完成後，將 PDMS 承載之感測圖案貼合至預先備妥之 PI 柔性基板，並於其表面塗佈 SU-8 光阻作為結合與保護層。經過貼合、硬烤處理與切割後，即完成感測器於柔性基板上的轉印。

4.3.1 感測結構蝕刻釋放 (Sensor structure etching and release)

乾式蝕刻製程完成後，首要步驟為去除殘留於晶圓表面的光阻，使用丙酮 (Acetone) 溶液浸泡輔以超音波震洗，以徹底清除光阻層。此步驟對於確保後續 BOX 層蝕刻的均勻性以及轉印製程的成功至關重要，光阻的潔淨去除可避免圖案邊緣模糊或產生不必要的殘留物。清除光阻後，圖案化的單晶矽應變規結構已清晰地定義於 SOI 晶圓的 Device Layer，如圖 4-15，並仍與下方的二氧化矽埋藏層緊密連接。



圖 4-15 圖案化的單晶矽應變規結構實際影像

為實現感測結構的懸浮釋放，以利後續的轉印步驟，本研究針對 BOX 層進行

濕式蝕刻。選用氫氟酸 (Hydrofluoric acid, HF) 水溶液作為蝕刻劑，其對二氧化矽具有良好的選擇性蝕刻能力。HF 溶液會從已圖案化的矽結構邊緣滲透至矽與二氧化矽的介面，如圖 4-16，並向內逐漸蝕刻下方的 BOX 層，從而使上方的單晶矽感測結構懸空。

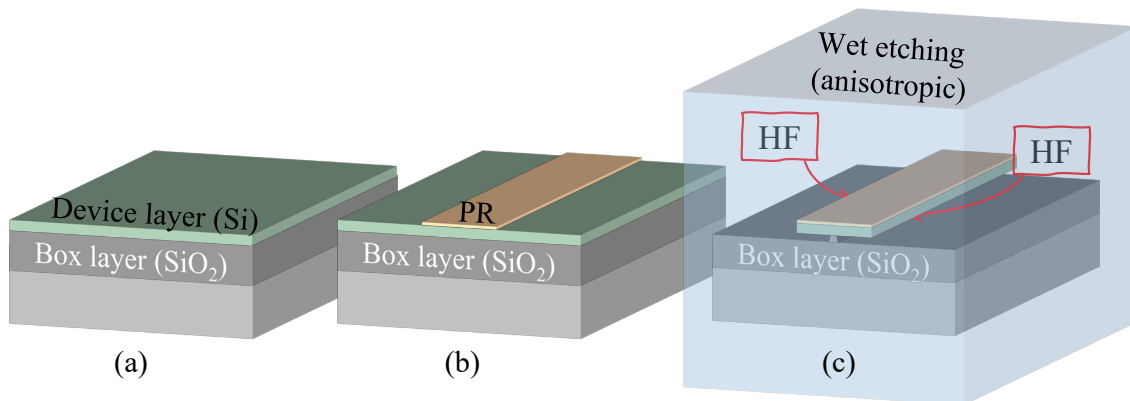


圖 4-16 濕式蝕刻過程示意圖

蝕刻時間的精確控制是此步驟的關鍵。本研究參考文獻中 HF 對二氧化矽的典型蝕刻速率，初步估算所需時間，並透過一系列實驗進行驗證與優化。首先嘗試了 10 分鐘的蝕刻時間 (如圖 4-17(a) 所示之 SEM 圖像，62.77 μm 為 Device 層的矽；33.02 μm 為 Device 下面 BOX 層被蝕刻的二氧化矽)，觀察到 BOX 層僅被部分去除，結構尚未完全釋放。隨後，將蝕刻時間延長至 16 分鐘 (圖 4-17(b)) 及 17 分鐘 (圖 4-17(c))，可見懸浮區域逐漸擴大，但仍有部分區域的 BOX 層殘留。最終，經過多次嘗試與觀察，確定 25 分鐘的 HF 蝕刻時間能夠有效且均勻地去除目標區域的 BOX 層，使感測結構達到理想的懸浮狀態。

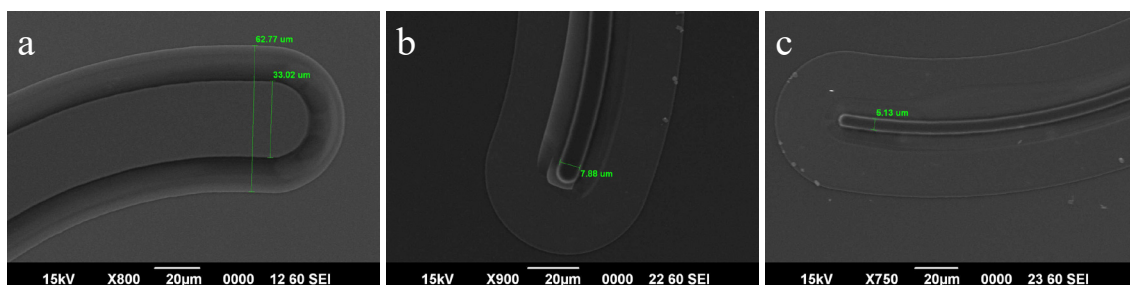


圖 4-17 不同 HF 蝕刻時間下感測結構底部 BOX 層的 SEM 圖像。(a) 10 分鐘；
(b) 16 分鐘； (c) 17 分鐘

為防止感測結構在 BOX 層完全被蝕刻去除後，因溶液擾動或自身重力而在溶

液中漂移、脫落或損壞，本研究重新結構設計，於圖案的两端或特定支撐位置，刻意保留了微小的 BOX 層區域 (約 5 μm 寬度) 不被完全蝕刻，形成所謂的「錨定點」 (Anchor points)，如圖 4-18。這些錨定點能夠在蝕刻完成後，暫時將懸浮的單晶矽結構固定在原位，維持其空間的完整性與精確的相對位置。此設計不僅確保了感測結構在蝕刻過程中的穩定性，更為後續使用 PDMS 進行轉印時，提供了可靠的拾取基礎，避免了因結構偏移或破損導致的良率下降。

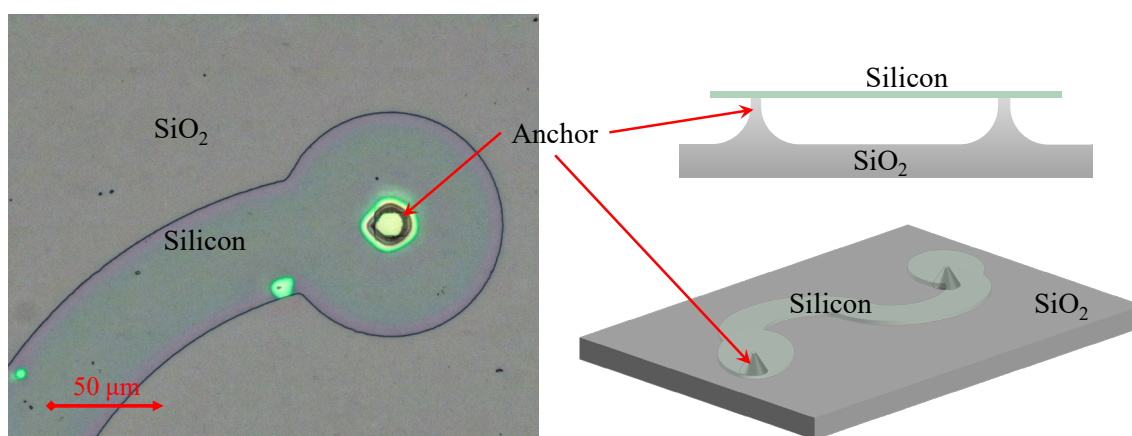


圖 4-18 錨定點與感測器結構 SEM 圖像

透過精確控制 HF 濕式蝕刻時間並結合錨定點的設計策略，成功實現了高良率且結構完整的懸浮感測元件製備，為後續的轉印製程奠定了堅實的基礎。在實際操作中，亦可輔以光學顯微鏡即時觀察 BOX 層的蝕刻進度，判斷感測結構是否已充分懸浮，從而掌握最佳的製程結束時機。

4.3.2 PDMS 製備與拔取

在完成濕式蝕刻製程後，單晶矽感測結構呈現懸浮狀態，並藉由預先設計的錨定點暫時固定於 SOI 晶圓之上。此階段至為關鍵的一點在於，拔取操作必須在濕蝕刻完成後立即執行。倘若隔幾天才進行，懸浮的矽結構極易與 BOX 層的二氧化矽因凡德瓦力 (Van Der Waals force) 作用而發生非預期之重和，此現象將導致結構無法順利自原 SOI 基板分離，進而無法被成功拔取。為完成此拔取與後續轉印，接下來的步驟是採用 PDMS 作為轉印媒介。利用 PDMS 將這些微細的感測結構從原 SOI 晶圓上精確地拔取下來，以便後續轉移至目標柔性基板。PDMS 因其優異的生物相容性、光學透明度、化學惰性、良好的彈性以及可控的表面黏著特性，在

微製造、軟性電子及轉印製程中被廣泛應用，特別適合用於轉移極薄且易碎的微米級結構。

PDMS 轉印基板的表面平整度對於拔取製程的成功率至關重要。為確保 PDMS 成品具有光滑且均勻的接觸表面，以實現與懸浮感測結構的緊密貼合，本研究在 PDMS 模具的製作上選擇採用光固化成型 (Stereolithography, SLA) 3D 列印技術。相較於常見的熔融沉積成型 (Fused deposition modeling, FDM) 3D 列印技術，SLA 技術能夠製造出具有更高解析度和更優表面光潔度的模具。如圖 4-19 所示，利用 FDM 技術列印的模具 (圖 4-19 (a)) 因其逐層堆疊的原理，其表面不可避免地會產生階梯狀的層紋，導致以此模具翻模製程的 PDMS 表面同樣不平整。這種不平整的表面在嘗試拔取感測結構時，會使得 PDMS 與懸浮矽圖案之間無法形成均勻且充分的有效接觸，容易在介面處產生氣隙，大幅降低拔取成功率，甚至造成結構損傷。反之，採用 SLA 技術製作的模具 (圖 4-19 (b)) 則表面極為光滑，能夠確保翻模得到的 PDMS 轉印基板具有完整且高度平整的接觸面，為後續的高良率拔取奠定基礎。

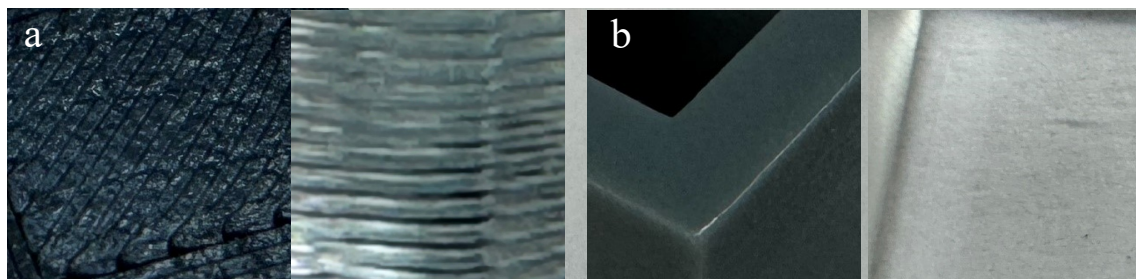


圖 4-19 不同 3D 列印技術製作之模具對 PDMS 表面平整度的影響比較。(a) 使用 FDM 3D 列印模具翻模之 PDMS 表面；(b) 使用 SLA 3D 列印模具翻模之 PDMS 表面

本研究中 PDMS 轉印基板的製備，首先選用市售的 Dow Corning 雙劑型 PDMS 套組。按照 10:1 的重量比精確量取 PDMS 主劑 (Prepolymer) 與硬化劑 (Curing agent)，並將兩者充分攪拌混合均勻。隨後，將混合後的 PDMS 溶液置於真空機中進行脫泡處理，直至徹底去除在攪拌過程中引入以及溶液本身溶解的氣泡。氣泡的存在會在固化後的 PDMS 表面或內部形成孔洞，影響其表面平整度和機械性能，進而影響拔取效果。脫泡完成後，將 PDMS 溶液緩慢倒入前述以 SLA 技術製備的潔淨模具中，然後將整個模具置於 120°C 的烘箱中加熱固化 30 分鐘。固化完成後，

小心地將 PDMS 從模具中剝離，並根據實驗需求將其裁切成適當尺寸與厚度的 PDMS 薄片，作為轉印操作的基板。

感測結構的拔取操作步驟如下，首先，將已完成 BOX 層蝕刻並帶有懸浮感測結構的 SOI 晶圓片用膠帶固定於一潔淨、穩定的平台上。取一片製備好的 PDMS 轉印基板，輕柔且平穩地將其平貼覆蓋於 SOI 晶圓上已釋放的感測結構圖案區域，並保持數秒鐘，以確保 PDMS 與懸浮的單晶矽結構之間形成充分且無氣泡的緊密接觸。當 PDMS 與感測結構形成有效黏附後，即進行拔取。拔取感測結構時，PDMS 從 SOI 基板撕離的方式對轉印結果有顯著影響，其中撕離速度與角度尤為關鍵。本研究比較了不同撕離速度與角度對感測結構完整性的影響，如圖 4-20 所示。實驗結果表明，採用快速、果斷的垂直撕離方式（圖 4-20 (b)），能夠有效地促使錨定點潔淨斷裂，並將感測結構完整、平整地轉移至 PDMS 表面，避免結構在轉移過程中受到不必要的拉伸或扭曲。相對地，若撕離速度過慢（圖 4-20 (a)），則易導致已黏附於 PDMS 的懸浮矽結構在與基板分離的過程中，因應力釋放不均或持續的黏滯力作用，產生明顯的皺摺、結構變形甚至部分未能成功轉移的現象。因此，為確保轉印品質與結構的完整性，操作時應確保 PDMS 以足夠快的速度垂直向上提起。成功拔取後，原先藉由錨定點連接於 SOI 基板上的感測器圖案將會被完整地轉移並黏附於 PDMS 轉印基板的表面，如圖 4-21 所示，這些附著於 PDMS 上的感測結構，後續即可進行與目標柔性基板的對位貼合及最終導線製作的步驟。

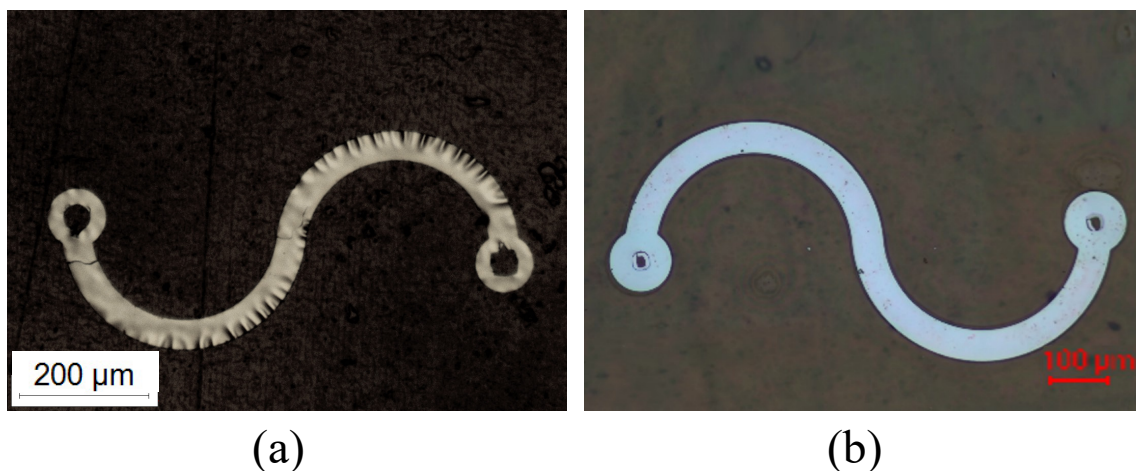


圖 4-20 不同拔取速度對感測結構轉印品質的影響 (a) 慢速撕離導致感測結構產生皺摺與變形；(b) 快速垂直撕離後，感測結構完整平整地轉移至 PDMS 表面。

4.3.3 柔性基板前處理與轉印

自 SOI 晶圓完成 PDMS 拔取後的單晶矽感測結構，此時仍暫時黏附於 PDMS 轉印印模的表面，如圖 4-21 所示 PDMS 承載著分離的矽元件。為避免感測結構與 PDMS 發生永久性黏附，隨後的轉印步驟必須在拔取完成後的數小時內迅速進行，以確保高成功率地將結構轉移至目標柔性 PI 薄膜基板上。本研究為在 PI 基板上實現感測結構的有效固定與穩固黏著，選用 SU-8 光阻作為中間接著層 (Adhesive layer)。SU-8 因其優異的機械強度、高熱穩定性、高交聯密度以及與多種材料良好的黏著特性，不僅能提供感測結構與 PI 基板間穩固且低翹曲的結合介面，亦能在後續製程及應用中對感測結構起到一定的保護作用。

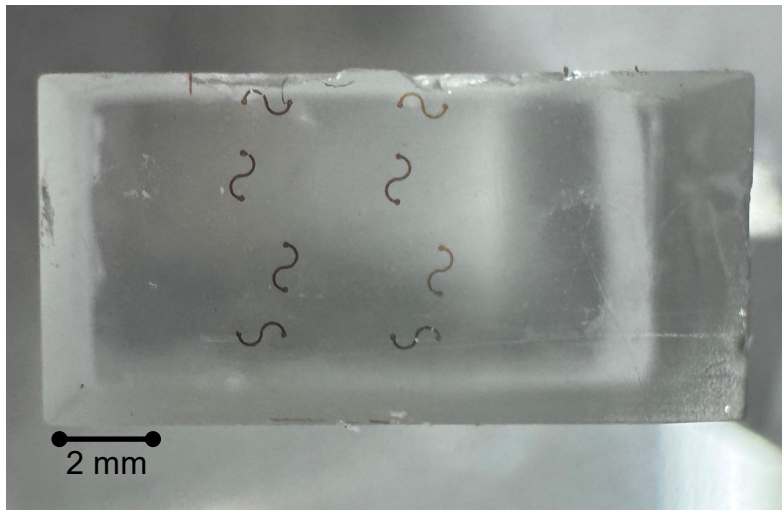


圖 4-21 PDMS 印模與感測元件實際照片

柔性基板的前處理及 SU-8 接著層的製備流程，以及隨後的轉印步驟詳述如下：

一、PI 基板清潔與 SU-8 塗佈

首先，裁切適當尺寸之 PI 薄膜，並依序使用丙酮、異丙醇及去離子水進行超音波振盪清洗，再以氮氣吹乾，確保基板表面潔淨無污染。PI 薄膜需先輕附在 PDMS 上，並將 PDMS 固定在 Dummy wafer 上，若直接將 PI 薄膜放置旋轉塗佈機，PI 薄膜會被吸入真空吸座產生皺折或破裂。隨後，將固定在 Dummy wafer 的 PI 薄膜固定於旋轉塗佈機的承載盤上。取適量 SU-8 光阻 (SU-8 2002) 滴於 PI 薄膜中心，透過兩段式旋塗程序進行塗佈：第一階段以低轉速 1000 rpm 旋轉 10 秒，使光阻初步均勻擴散；第二階段隨即提升轉速至 3000 rpm 並持續旋轉 30 秒，藉此形成一層厚度約為 3 μm 的 SU-8 薄膜。

二、SU-8 軟烤 (Soft bake)

完成旋塗後，輕將 PI 薄膜從 PDMS 撕下，將帶有 SU-8 塗層的 PI 基板小心移至已預熱的熱板上進行軟烤。為避免產生過大熱應力及氣泡，採用階梯式升溫程序：自 30°C 開始，每隔 5 分鐘將加熱板溫度提升 10°C，直至達到 60°C 後維持此溫度 5 分鐘。此軟烤步驟旨在蒸發 SU-8 中的部分溶劑，使其達到適當的黏滯性與部分固化狀態，以利後續 PDMS 印模的貼合與轉印。

三、感測結構轉印與 SU-8 硬烤 (Hard bake)

SU-8 軟烤至 60°C 後立即進行感測結構的轉印。將承載有矽感測結構的 PDMS 印模，以微小傾斜角度緩慢地將其貼附至經 SU-8 塗佈處理的 PI 薄膜表面。此傾斜貼附方式有助於減少操作過程中在 PDMS 與 SU-8 界面間形成氣泡。隨後，將此包含 PI 基板、SU-8 及 PDMS 印模，一同放置於加熱板上進行硬烤，如圖 4-22 示意之實驗設置。持續每隔 5 分鐘將加熱板溫度提升 10°C 直至加熱板溫度為 90°C，並持續加熱 30 分鐘。此硬烤步驟的目的是促使 SU-8 光阻完全交聯固化，從而與矽感測結構及 PI 基板形成強固的永久性鍵結，完成感測結構從 PDMS 印模到 PI 柔性基板的最終轉移。

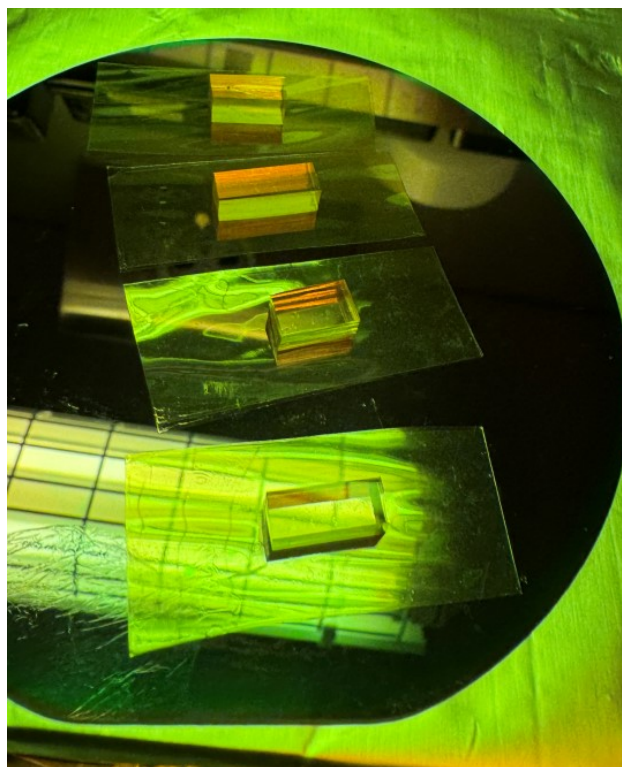


圖 4-22 轉印組件在加熱板上進行硬烤的實際影像

四、PDMS 印模移除與結果檢視

硬烤完成後，待樣品冷卻至室溫，小心地將上方的 PDMS 從 PI 薄膜表面剝離。此時，感測結構應已成功轉印並牢固黏著於 PI 基板上的 SU-8 接著層。透過光學顯微鏡檢視轉印結果，成功的轉印應具備以下特徵：感測結構完整無破損、與基板貼合良好、無明顯翹曲或剝離現象，且結構邊緣清晰，如圖 4-23。

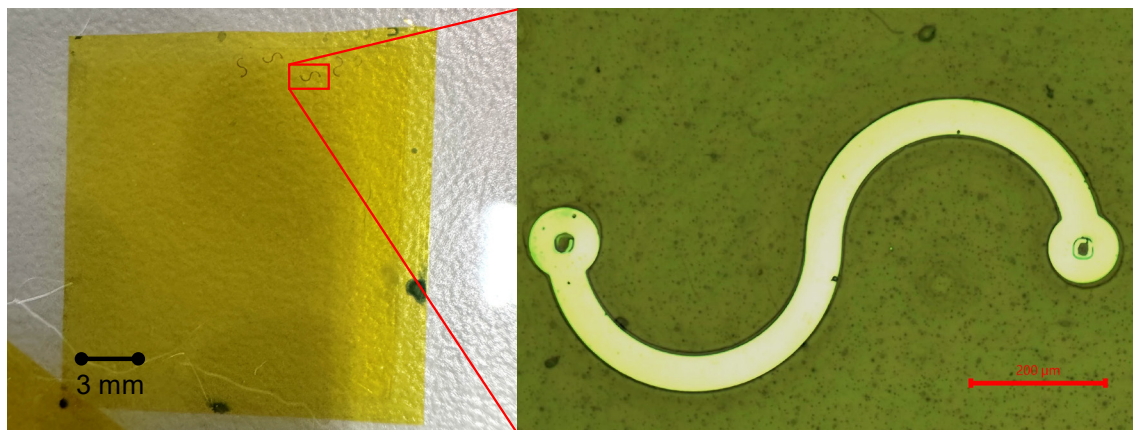


圖 4-23 轉印完成實際影

4.4 導線製作與封裝處理

在完成感測器圖案於柔性基板上的轉移與整合後，為實現感測訊號從已轉印至柔性 PI 基板上的單晶矽應變規傳遞至外部量測系統，本研究選擇 PEDOT:PSS 作為主要的柔性導電材料，用以製作圖案化的導電線路。本研究採用負型光阻 APOL-LO 來定義導線圖案，並以導電高分子 PEDOT:PSS 形成導電路徑。如圖 4-24 為本研究的導線製作與封裝處理之製程步驟詳細流程，其中包含 APOL-LO 圖案化微影製程參數以及 PEDOT:PSS 導電層的塗佈與烘烤條件。其 PEDOT:PSS 是一種廣泛應用於可撓式電子元件與穿戴式裝置的水溶性導電高分子，因其具備良好的機械柔韌性、一定的光學透光性及生物相容性等優點。

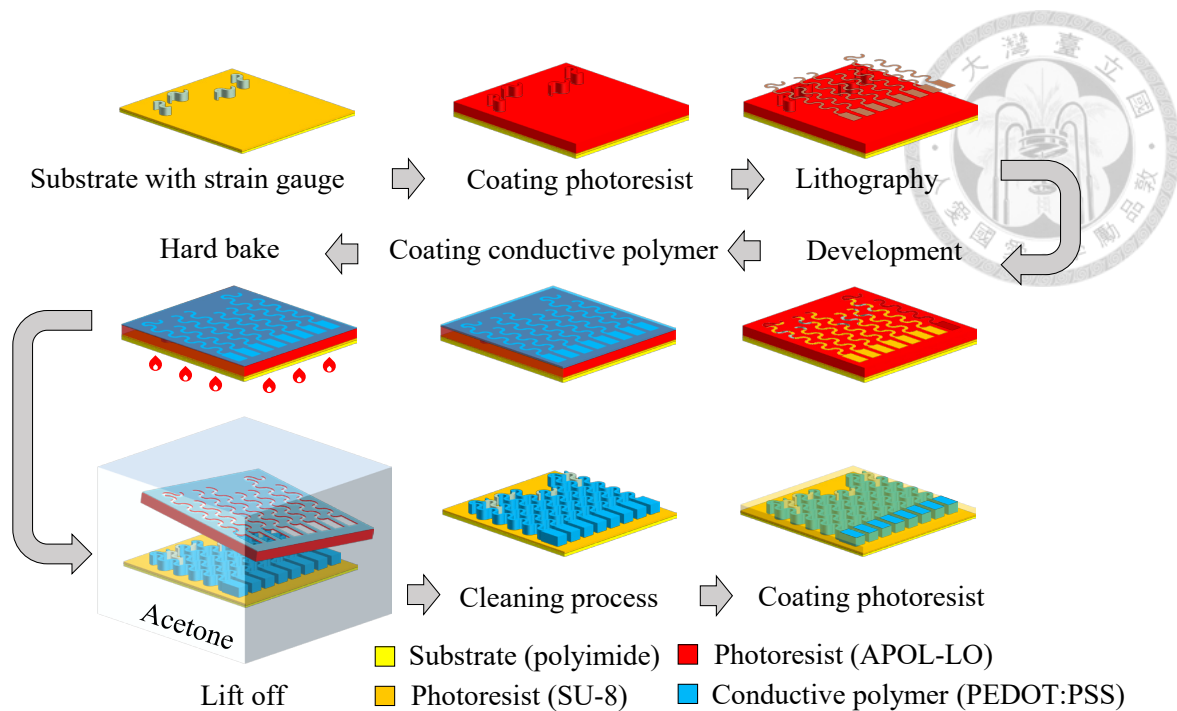


圖 4-24 第三階段製程流程圖。

首先於轉印後的柔性基板上塗佈負光阻 (APOL-LO)，並進行第二次微影製程，以定義導電連線的圖案區域。顯影完成後，在圖案區域旋轉塗佈導電高分子 PEDOT:PSS，並於適當溫度下進行硬烤以提升導電性能及附著力。為移除多餘導電材料，本研究採用 lift-off 製程，將整片樣品浸泡於丙酮 (Acetone) 中，使光阻與非圖案區導電層一併脫落，保留所需導線圖案。

4.4.1 導電高分子 PEDOT:PSS 備製

在材料配方的選擇上，本研究首先對 PEDOT:PSS 進行了初步探討。其中一種基礎配方為直接使用購自廠商之商用 PEDOT:PSS 水溶液，不額外添加任何導電助劑或改性溶劑，例如二甲基亞砷 DMSO 或異丙醇 IPA，以評估其原始性能，此為純 PEDOT:PSS 版本。另一種基礎配方則是在商用 PEDOT:PSS 水溶液中，添入奈米銀粉 (Ag nanoparticles, CBT, 35 nm)，其添加量控制在 PEDOT:PSS 總體積的 2-5% 範圍內，並透過超音波振盪處理 30 分鐘以上以確保均勻分散，期望藉此提升複合薄膜的整體電導率及應變下電性響應的穩定性，此構成奈米銀粉摻雜 PEDOT:PSS 版本。基於這兩種核心概念，並透過調控塗佈層數，共製備了四種不同條件的 PEDOT:PSS 導線樣品進行後續特性比較，分別是 (a) 單層純 PEDOT:PSS、(b) 雙層純 PEDOT:PSS、(c) 三層純 PEDOT:PSS、以及 (d) 雙層奈米銀粉摻雜

PEDOT:PSS，如圖 4-25。

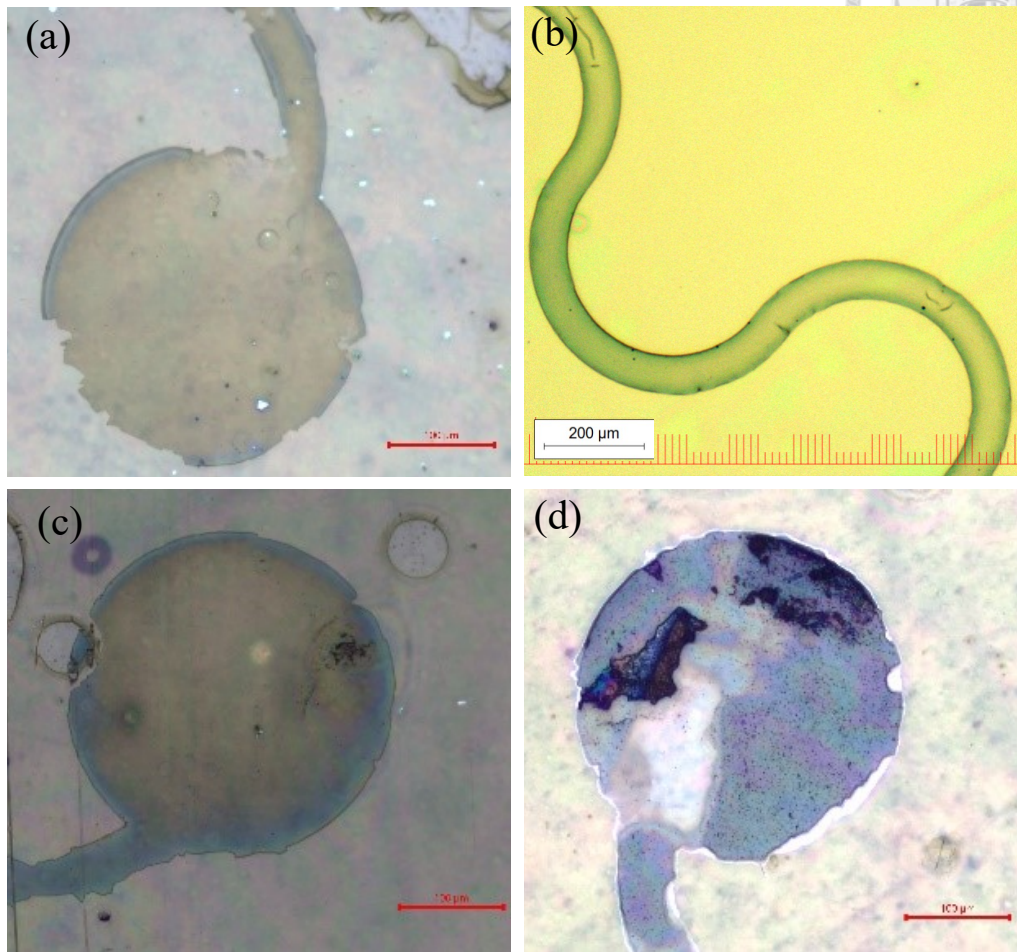


圖 4-25 透過光學顯微鏡 (OM) 觀察導線圖案形貌

4.4.2 導線圖案定義

PEDOT:PSS 導線的圖案化製程主要結合標準黃光微影技術與剝離製程。具體步驟與相關參數詳述如下：

一、光阻旋塗與軟烤

首先，將已完成單晶矽感測結構轉印的 PI 基板及載板置於旋轉塗佈機上，以滴管取適量負型光阻 (APOL-LO 3207) 於基板中央，進行兩段式旋塗。第一階段以 1000 rpm 旋轉 10 秒，使光阻均勻擴散於基板表面；第二階段隨即將轉速提升至 3000 rpm 並持續旋轉 30 秒，形成厚度約為 5 μm 之光阻薄膜。旋塗完成後，立即將基板放置於預熱至 110°C 的加熱板進行軟烤 90 秒，以有效移除殘留溶劑並增加光阻與 PI 基板間的附著性。

二、光罩曝光與曝光後烘烤 (PEB)

完成軟烤並冷卻後，利用事先設計完成之導線圖案光罩，於接觸式曝光機 (soft contact 模式) 進行紫外線曝光，曝光時間設定為 25 秒，以將導線圖案精準轉印至光阻中。曝光完成後，立即進行曝光後烘烤 (Post exposure bake, PEB)。將基板移至加熱板上，再次加熱至 110°C，烘烤 90 秒，此步驟促使曝光區域光阻進一步交聯固化，穩定圖案邊緣品質與尺寸解析度，此時肉眼即可看出圖案。

三、光阻顯影與清洗

PEB 步驟完成後，將基板浸入濃度為 2.38% 的 TMAH 顯影液中，顯影時間為 40 秒，移除未曝光區域之光阻，以形成導線圖案的反型開口結構。顯影結束後立即以去離子水徹底沖洗，去除表面顯影液殘留物，再以氮氣槍吹乾，獲得清晰且精確的光阻開孔，該開孔區域即為後續 PEDOT:PSS 導電材料之沉積位置。

四、PEDOT:PSS 旋塗與厚度調控

完成光阻圖案之基板，隨後直接旋塗 PEDOT:PSS/AgNPs 水溶液。使用兩段式旋轉塗佈程序進行：第一階段以 1000 rpm 旋轉 10 秒，確保 PEDOT:PSS 充分擴散並均勻填充於光阻開孔內；第二階段則立即將旋轉速度提高至 3000 rpm 並維持 50 秒，以甩除多餘溶液並形成均勻薄膜。完成第一層旋塗後，基板放置於 100°C 加熱板上進行軟烤，烘烤時間設定為 5 分鐘，確保薄膜乾燥並增強層間附著性。接著進行第二層純 PEDOT:PSS 水溶液旋塗。程序與第一層相同，亦採用兩段式旋轉塗佈方法進行：首先以 1000 rpm 旋轉 10 秒促進初步擴散，隨後提高至 3000 rpm 並持續旋轉 50 秒，形成第二層均勻的導電薄膜。此兩層結構可達總厚度約 500-700 nm，具備良好的導電性與穩定性。完成第二層旋塗後，基板再次於 100°C 加熱板上進行軟烤 5 分鐘，以達到更佳的層間整合效果。

五、PEDOT:PSS 硬烤

完成第二層後，可將樣品從載板取下，置於已預熱至 100°C 之加熱板上進行硬烤處理。硬烤時間為 20 分鐘，以促進 PEDOT:PSS 薄膜充分緻密化、穩定均勻並顯著提升導電層與基板間的附著性，完成穩定且可靠的導線成膜。

六、剝離製程 (Lift-off) 與成品清潔

最後，利用剝離製程完成導線的最終圖案化。將完成硬烤的基板快速浸入丙酮溶劑中，搭配超音波震盪 5 秒，使底部光阻層迅速溶解，並連帶去除覆蓋於其上的非圖案區 PEDOT:PSS 薄膜。之後將樣品依序以異丙醇與去離子水進行徹底沖洗，

最後以氮氣吹乾。若發現部分區域殘留薄膜未完全去除，可重複丙酮及異丙醇浸泡步驟，此時不再使用超音波震盪。



4.4.3 電性連接檢測

為評估不同製備條件下 PEDOT:PSS 導線的性能，首先透過光學顯微鏡 (OM) 觀察了各版本導線的表面形貌與圖案邊緣的銳利度，如前節圖 4-25 所示，其中分別展示了 (a) 單層純 PEDOT:PSS、(b) 雙層純 PEDOT:PSS、(c) 三層純 PEDOT:PSS、以及 (d) 雙層奈米銀粉摻雜 PEDOT:PSS 的導線圖案。除形貌觀察外，亦對各版本導線進行了拉伸實驗，記錄其在不同應變 (ϵ) 下的電阻變化量 ($\Delta R/R_0$)，並對數據進行線性擬合。各版本線性擬合的線性度 (R^2) 結果如下：單層純 PEDOT:PSS (圖 4-26 (a)) 為 0.98913；雙層純 PEDOT:PSS (圖 4-26 (b)) 為 0.97892；三層純 PEDOT:PSS (圖 4-26 (c)) 為 0.97688；而雙層奈米銀粉摻雜 PEDOT:PSS (圖 4-26 (d)) 則高達 0.99999。

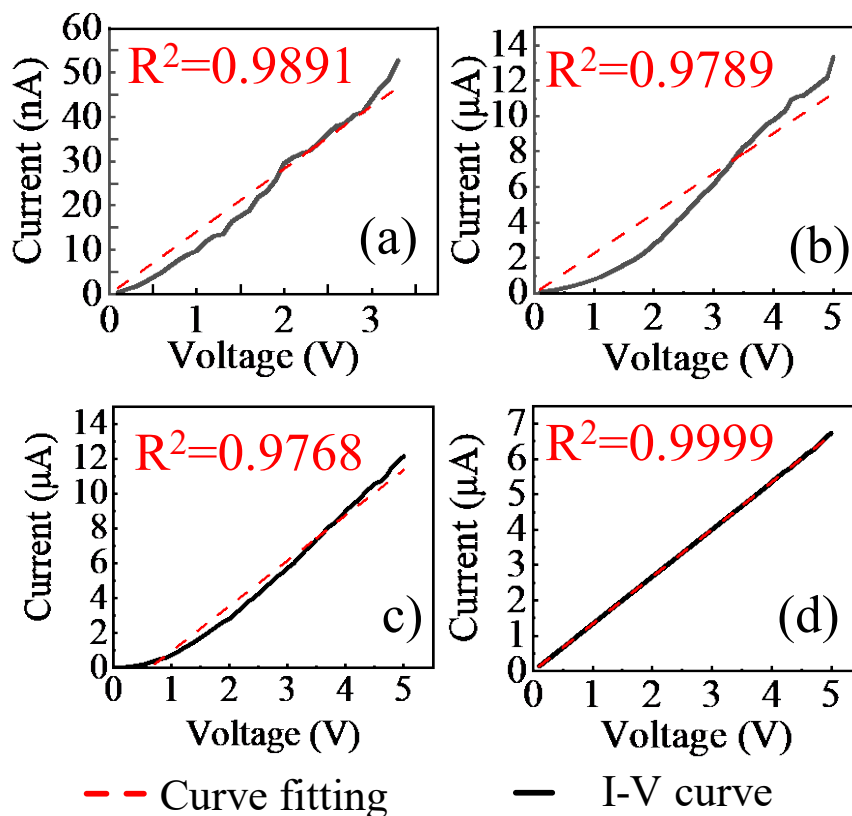


圖 4-26 透過兩點探針 I-V 量測電阻變化量與應變之關係曲線

綜合光學顯微鏡觀察與線性度分析結果，雙層奈米銀粉摻雜 PEDOT:PSS 版本

展現出最佳的感測線性度 ($R^2 \approx 1$)，其導線圖案邊界清晰銳利，表面形貌亦相對均勻，顯示奈米銀粉的引入對提升電性穩定性與均勻性具有正面效益。相較之下，三層純 PEDOT:PSS 版本雖理論厚度最高， R^2 值卻不升反降，OM 觀察發現其表面可能存在成膜不均或內部微裂縫等缺陷，這些缺陷可能導致電流路徑在應變下產生不穩定變化。單層純 PEDOT:PSS 版本的 R^2 值表現尚可，但考量其厚度較薄約為 200-300 nm，在較大應變或長期使用下，薄膜的連續性與導電穩定性可能面臨挑戰。而雙層純 PEDOT:PSS 版本的線性度略遜於單層版本，推測可能與多次塗佈過程中界面或內部應力的累積有關。

基於上述實驗結果與分析，考量到感測線性度、導線形貌均勻性、以及製程穩定性，本研究最終選定採用雙層 PEDOT:PSS 塗佈並摻入奈米銀粉的製程參數作為後續應變感測器柔性導線的標準製備條件。此條件不僅在應變感測的線性表現上最為優異，同時奈米銀粉的摻雜亦有助於提升導線的整體導電性能與環境穩定性，更能確保導線圖案的品質，從而為後續感測器的精確訊號擷取奠定良好基礎。如圖 4-27，則為完整製作完成之感測元件，該元件導線部分呈現較為透明的外觀，此現象主要歸因於所使用的 PEDOT:PSS 本身具有的透明特性。鑑於此特性，為確保電路的完整性與後續量測的有效性，在進行正式感測實驗前，必須使用三用電錶對元件進行導通性測試，確認導線均已確實導通。

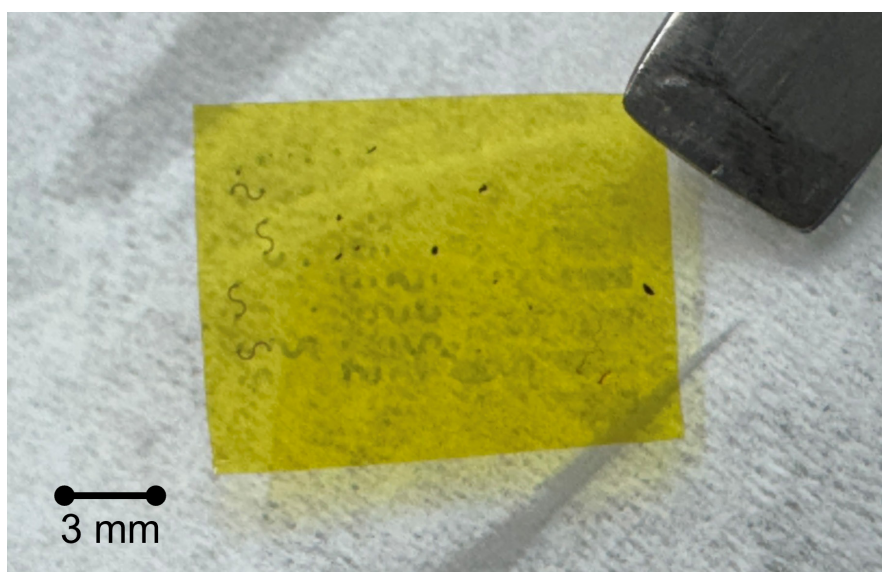


圖 4-27 PEDOT:PSS/奈米銀粉導線完成後實際影像

4.5 多通道感測器組裝與貼附量測佈局

為有效擷取受測者在無聲語音過程中臉部表面的微小應變，本研究開發之柔性單晶矽壓阻式感測器需精密且穩定地貼附於臉部的特定區域，以確保獲得具高解析度與區辨性的生理訊號。文獻研究[16]已透過臉部區域劃分與動態分析指出，在無聲語音發聲時，臉部各區域的變形程度存在顯著差異。其中，位於嘴唇周圍、下顎及臉頰中央等區域的應變尤為明顯且常呈現對稱性分佈，這些區域因而構成了本研究感測器佈局的理論基礎。

經過初步的實驗性評估與驗證，並參考圖 4-28 所示之臉部肌群功能分區示意圖，本研究最終選定將感測器模組對稱地貼附於臉部四個主要的動態區域：即嘴角上部（對應圖中編號 3 及 4 區域）與下顎兩側（對應圖中編號 6 及 8 區域）。於此四個區域各配置一組雙軸感測器單元，從而構成總計八個獨立的訊號通道，為 4 組感測器，每組有 2 個軸向應變訊號，共 8 個訊號。此多通道配置旨在同步擷取由不同發聲動作所引發的細微臉部肌群運動訊號。該佈局的左右對稱性不僅與文獻所載之臉部語音動作的對稱特性相符，亦有助於降低因單側貼附可能引入的量測偏差，進而提升後續語音動作分類模型的準確性與可靠性。

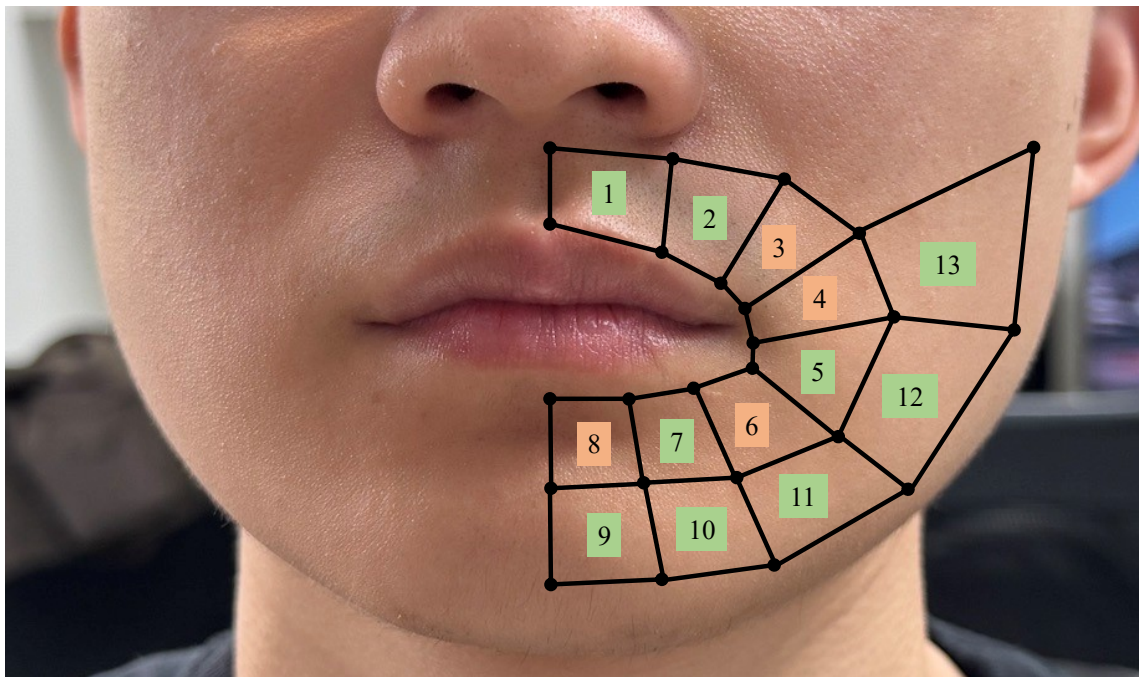


圖 4-28 臉部肌群分區示意圖，橘色標示為本研究所選用之感測器貼附位置（編號 3、4、6、8）。

實際的貼附程序首先以藥用酒精棉片對選定的臉部貼附區域進行皮膚表面清潔，以徹底去除可能影響黏附效果的油脂及汗水，從而確保感測器的穩定附著及後續的訊號品質。清潔完成後，利用厚度約為 0.01 mm 的超薄型雙面膠將各感測器單元精確黏附於對應的臉部位置。為進一步強化固定效果並對感測器提供額外保護，最外層再覆蓋一層醫療級防水透氣聚氨酯薄膜 (Nitto denko corporation, 優肌絆™ H24R10)。該薄膜具備優良的透氣性與防水特性，能有效避免因受測者出汗或環境濕氣變化所引發的感測器位移或訊號干擾。

在佈線方面，為兼顧佩戴者的舒適性與長時間量測下的訊號穩定性，所有感測器的引出導線均統一規劃沿臉頰側邊向後延伸至耳後，再集中束整合攏並沿頸後導出至外部的訊號採集模組。為增強導線的耐用性與抗干擾能力，導線束在部分區段採用了編織線材進行包覆與加固，以預防在日常活動或佩戴調整過程中可能發生的訊號不穩定或物理性損傷。

圖 4-29 展示了感測器模組在實際貼附於受測者臉部後的整體配置情況。由圖中可見，各感測器單元均能緊密貼合於皮膚表面，且整體佈線規劃整齊，未出現明顯的翹起、移位或滑動現象，此為實現高質量、穩定訊號接收提供了必要的物理環境。而圖 4-29 (c) 呈現了感測器與外部引線的連接部分。連接過程中，首先於接線處兩端採用 0.01 μm 厚的雙面膠帶進行初步固定。隨後，於最外層使用單面膠帶對整個接點區域進行包覆與強化固定。完成固定後，同樣需執行導通性測試，以驗證電氣連接的可靠性，確保電路正常導通後，方可進行後續的感測實驗。

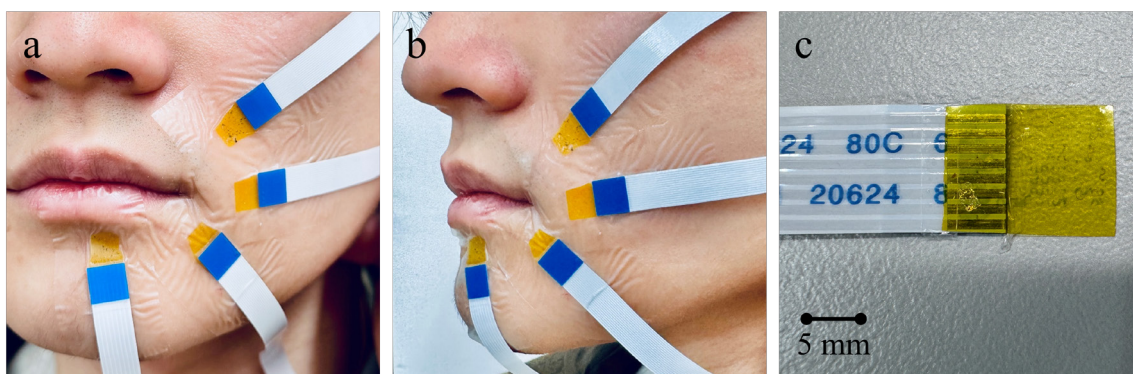


圖 4-29 實際感測器貼附於受測者臉部之照片，(a) 正臉 (b) 側臉 (c) 感測器接線實際影像

4.6 製程總覽與詳細步驟

為完整呈現本研究柔性壓阻式感測器之製作流程，本節將各階段實驗步驟所使用的材料、關鍵製程參數與設備規格進行系統性統整，提供清晰且易於參考的製程總覽，以利未來製程再現及優化研究。完整的製程步驟與詳細參數列示如表 4-1 所示。

表 4-1 製程總覽表

步驟	製程名稱	設備/材料	處理方法	參數設定
1	晶圓清洗	超音波清洗槽 /SOI	依序利用 ACE/IPA/DI water 氮氣槍吹乾	每個化學溶劑 5 分鐘，最後 45 度角緩慢拿起減少水的附著
2	離子佈植	E500HP	TSRI 代工	劑量: 5×10^{14} ions/cm ² ，能量:35 keV，B11 ⁺ ，Twist:90
3	退火	AccuThermo AW 810	TSRI 代工	N ₂ /30 s/1000°C
4	晶圓清洗	超音波清洗槽	依序利用 ACE/IPA/DI water 氮氣槍吹乾	每個化學溶劑 5 分鐘，最後 45 度角緩慢拿起減少水的附著
5	晶圓切割	Dicing Saw	沿[110]方向切割長方形	每次下刀 10 μm，進刀速度 0.3 mm/s
6	晶圓清洗	超音波清洗槽	依序利用 ACE/IPA/DI water 氮氣槍吹乾	每個化學溶劑 5 分鐘，最後 45 度角緩慢拿起減少水的附著
7	旋塗	兩段式旋塗機 /APOL-LO 3207	—	1000 rpm/10s，3000 rpm/30 s
8	軟烤	Hot plate	—	110°C/1 min 30 s
9	曝光	MA/BA8 Gen3	—	Soft contact，25 s
10	曝光後烤	Hot plate	—	110°C/1 min 30 s
11	顯影	TMAH	—	40 s
12	清洗	DI water	—	確定無顯影液殘留
13	蝕刻	RIE-800iPB	—	2 個 loop
14	光阻清洗	超音波清洗槽	依序利用 ACE/IPA/DI water 氮氣槍吹乾	每個化學溶劑 5 min，最後 45 度角緩慢拿起減少水的附著
15	蝕刻	鐵氟龍杯, HF	要很小心	25 min，持續微晃動
16	清洗	手晃不用超音波	DI water*3/ IPA，氮氣小力吹乾	DI water 清洗 3 次，小心 HF
17	固定元件	膠帶	將元件四周黏在桌面	—
18	拔取	PDMS	輕放上，垂直快速拔起	確定都有黏上，不要壓

19	清洗	Polyimide film	依序利用 ACE/IPA/DI water 氮 氣槍吹乾	每個化學溶劑 5 min， 小心吹的時候不要折到
20	旋塗	兩段式旋塗機 /SU-8 2002	—	1000 rpm/10s，3000 rpm/30 s
21	軟烤	Hot plate	—	從 30°C 每 5 min 上升 10°C 直至 60°C
22	黏合	PDMS (元件)	斜輕放上確定無氣泡	—
23	硬烤	Hot plate	—	60°C 每 5 min 上升 10°C 直至 90°C，然後 烤 30 min
24	移除	—	把 PDMS 拿起	輕壓 polyimide film
25	PI 切割	美工刀	將 polyimide film 切 成適當大小	—
26	旋塗	兩段式旋塗機 /Dummy wafer, PDMS, APOL- LO	先將 PDMS 黏在 Dummy wafer 上，再 將 polyimide film 輕 附在上面做旋塗	1000 rpm/10s，3000 rpm/30 s
27	撕除元件	—	小心慢慢將 polyimide film 從 PDMS 拔下來	放到 Dummy wafer 上 (無 PDMS 的)
28	軟烤	Hot plate	—	110°C/1 min 30 s
29	曝光	MA/BA8 Gen3	—	Soft contact，25 s
30	曝光後烤	Hot plate	—	110°C/1 min 30 s
31	顯影	TMAH	—	40 s
32	清洗	DI water	氮氣吹乾	確定無顯影液殘留
33	製備	超音波清洗槽， 秤重台 /PEDOT:PSS, Ag	—	AgNPs 含量 2-5%，震盪 30 min
34	旋塗導電	兩段式旋塗機 /PEDOT:PSS/Ag	先將 PDMS 黏在 Dummy wafer 上，再 將 polyimide film 輕 附在上面做旋塗，確 定 PEDOT:PSS 都有 覆蓋上再進行旋塗	1000 rpm/10s，3000 rpm/50 s
35	軟烤	Hot plate	—	100°C, 5 min
35	旋塗導電	兩段式旋塗機 /PEDOT:PSS	確定 PEDOT:PSS 都 有覆蓋上再進行旋塗	1000 rpm/10s，3000 rpm/50 s
36	硬烤	Hot plate	烤 5 min 可將 polyimide film 輕輕 從 PDMS 拔下來繼 續硬烤	100°C, 20 min
37	Lift-off	超音波清洗槽	依序利用	ACE 震盪 5 s，若沒清

			ACE/IPA/DI water 氮 氣槍吹乾	乾淨重複 ACE/IPA (不 用超音波清洗)
38	備製	10 μm 雙面膠	在背面貼雙面膠	—
39	臉部貼附	防水透氣膜	黏於臉上後利用防水 透氣膜固定在臉上	可以兩片感測元件使用 一張防水透氣膜

第5章 訊號處理與驗證



繼第四章完成感測器製作與多通道貼附後，為有效擷取並辨識臉部於無聲語音發聲過程中所產生的微小應變訊號，本章將詳細說明訊號處理流程、特徵擷取方法與分類模型建構過程。透過實驗設計與資料分析，建構一套完整的無聲語音辨識系統，自訊號量測、資料預處理、特徵萃取與選擇，直至最終機器學習分類，形成一個可應用於氣動手掌控制之整合流程。

5.1 拉伸試驗與訊號響應驗證

為確立本研究所開發之柔性壓阻式應變感測器在應變量測方面具備優異的量化準確性與穩定性，本節透過一系列系統性的單軸拉伸試驗，深入評估其在不同應變與溫度條件下之電阻響應特性。研究重點包括感測器的靈敏度、方向選擇性 (Directional selectivity)、線性響應範圍、以及操作重複性 (Repeatability) 與穩定性 (Stability)，旨在為後續將此感測器應用於複雜臉部動作識別提供堅實的實驗基礎與可信度。

實驗過程中，感測器元件被整合固定於具有良好彈性及拉伸性能的 PDMS 基板上。該整合樣品隨後被裝載於精密拉伸測試平台內 (如圖 5-1 (a) 所示)。此平台能夠精確施加預設的軸向拉伸應變 (本研究中設定為 0%、15% 及 30%)。為探討溫度對感測性能之潛在影響，平台內部整合了加熱腔體與熱電偶，可即時監測並精確控制腔體內部溫度 (溫度監測介面如圖 5-1 (c) 紅框所示)。

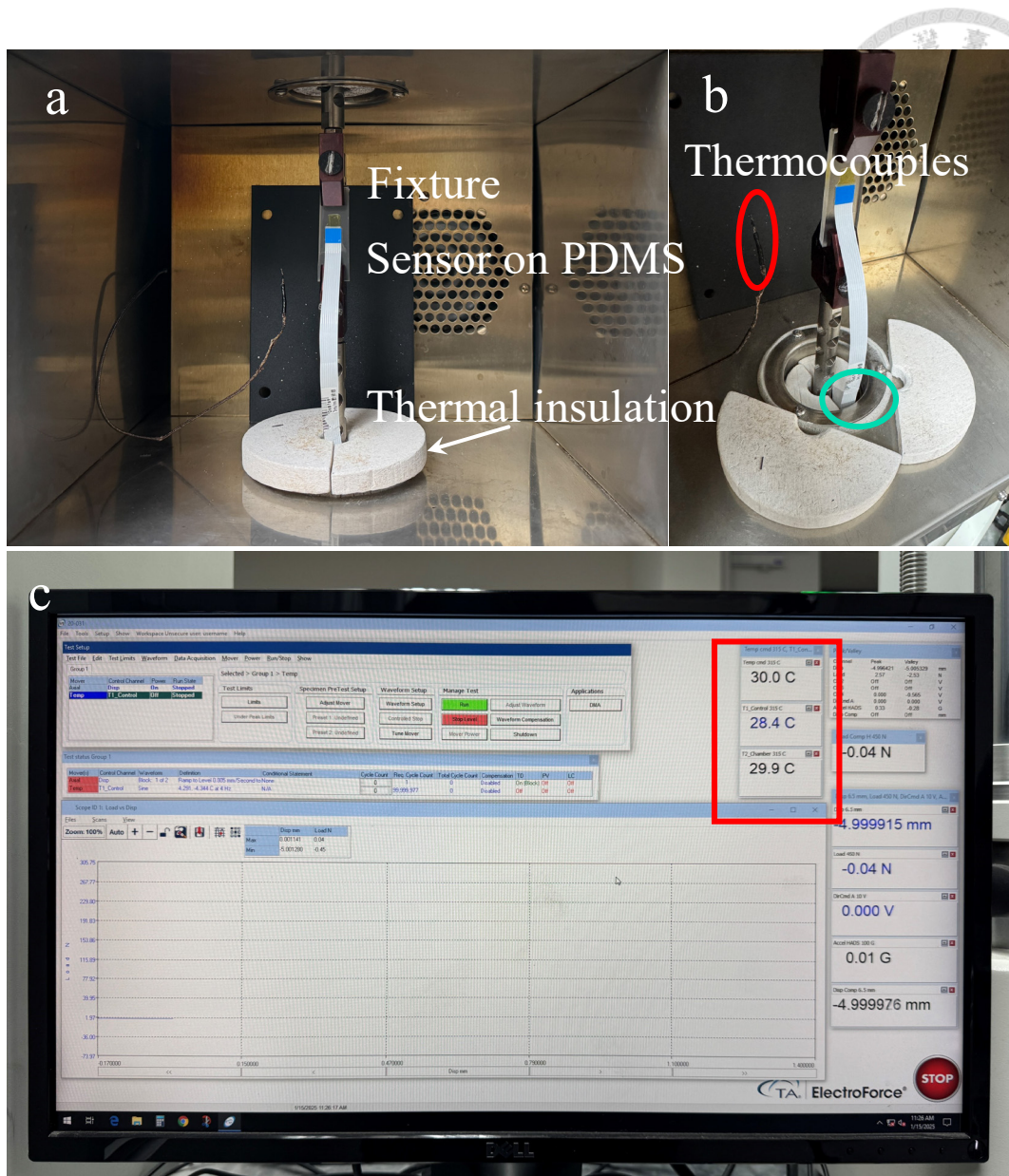


圖 5-1 (a) 拉伸實驗裝置與感測器固定方式 (b) 熱電偶溫度計 (紅圈) 以及量測線路出口 (綠圈)(c) 即時監測拉伸平台腔體內溫度之介面

為評估感測器在不同環境溫度下的穩定性與應變響應一致性，我們在 30°C 與 45°C 兩種溫度條件下，對感測器施加相同的拉伸應變循環。圖 5-2 展示了在這些條件下，感測器所產生的相對電阻變化率 ($\Delta R/R_0$)，其中 R_0 為初始電阻， ΔR 為電阻變化量。實驗結果清晰顯示，感測器在兩種測試溫度下均能穩定且明確地反映出拉伸應變所引起的電阻變化，呈現出清晰的應變響應曲線。重要的是，無論是在拉伸過程中還是在應變釋放並回復至初始狀態後，感測器的電阻訊號均表現出高度的一致性與可重現性，有力驗證了其優良的重複性及穩定性。此外，值得注意的是，

不同溫度條件下的電阻變化曲線在低拉伸下幾乎完全重合，此現象表明本感測器對於常見環境溫度範圍內的波動具有較高的耐受性與訊號穩定性。

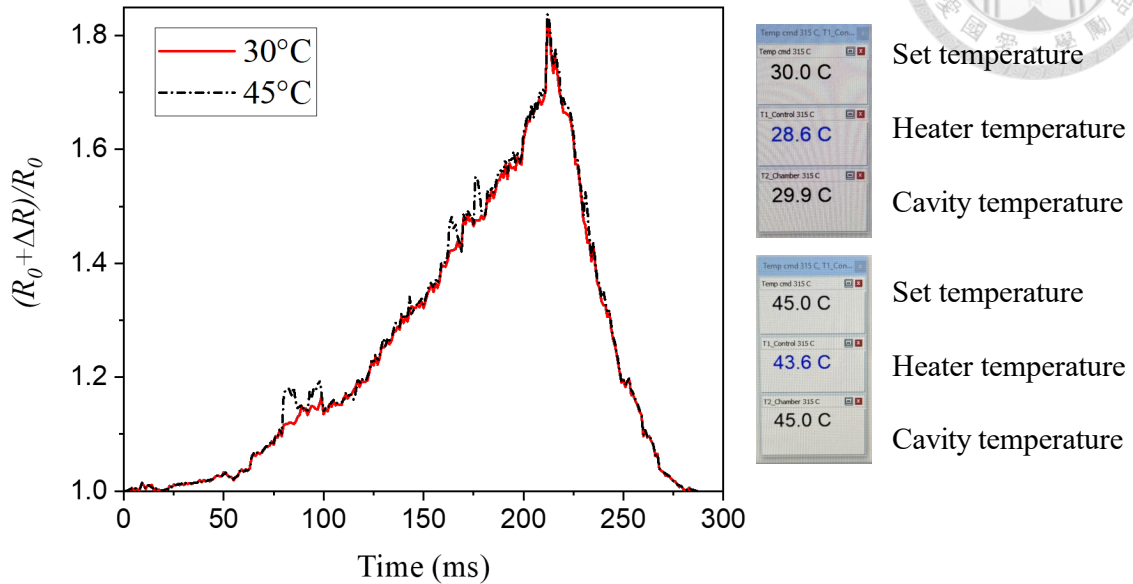


圖 5-2 在不同溫度 (實線 30°C, 虛線 45°C) 下之電阻響應曲線及其溫度設定

感測器結構中包含設計用於偵測垂直 (Vertical) 與水平 (Horizontal) 方向應變的元件。實驗中，我們僅在垂直方向施加拉伸 15% 及 30% 應變，並同時記錄垂直與水平方向應變規的電阻變化。如圖 5-3 所示，當施加 15% 及 30% 的垂直應變時，垂直方向應變規展現出顯著且大幅度的相對電阻變化， $\Delta R/R_0$ 分別約為 0.23 及 1.68。相較之下，水平方向應變規在此垂直拉伸條件下，其電阻變化則相對微弱， $\Delta R/R_0$ 分別約為 0.09 及 0.52。此結果明確證實了本感測器設計所具備的優異方向選擇性，使其能夠有效地區分來自不同軸向的應變訊號，這對於解析複雜多維的表面變形至關重要。

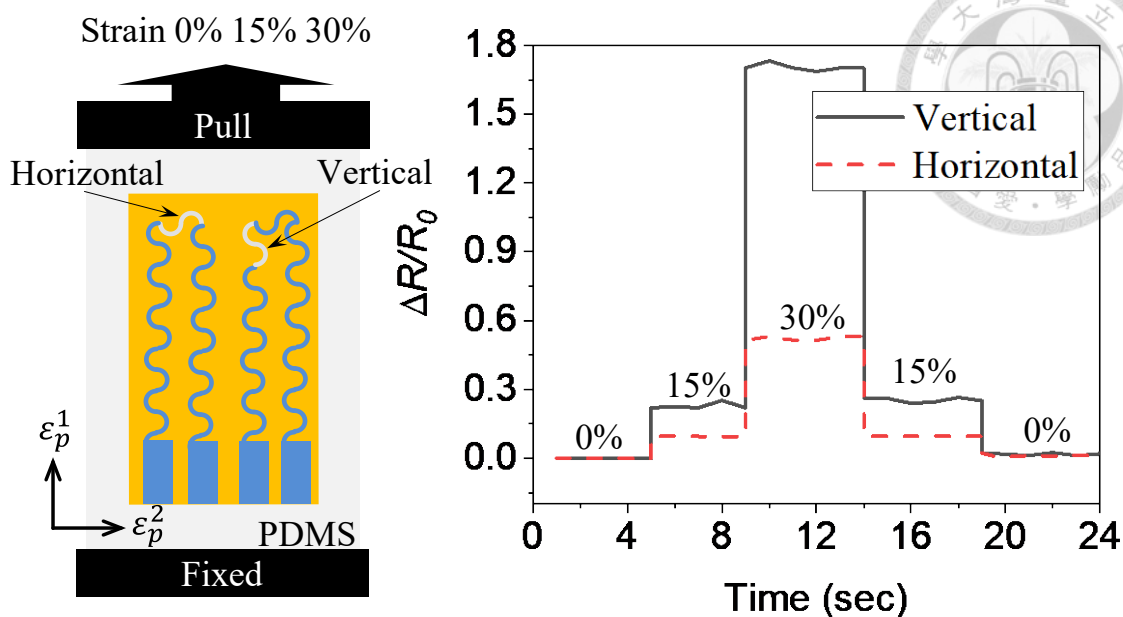


圖 5-3 垂直方向 0%、15%及 30%拉伸下垂直與水平感測器之相對電阻變化率

基於上述量測數據，我們進一步透過應變 (ε) 與對應的相對電阻變化率 ($\Delta R/R_0$) 之間的關係，計算了感測器的應變靈敏度，其定義為(5.1)：

$$GF = \frac{\left(\frac{\Delta R}{R_0} \right)}{\varepsilon} \quad (5.1)$$

分析結果顯示 (參見表 5-1 數據)，在 15% 的應變條件下，感測器展現出約 1.33 的較高靈敏度。然而，觀測發現在較高應變條件下，電阻響應與應變之間呈現非線性關係，導致 GF 值相應提升。此非線性現象在高應變區域的出現，可能歸因於壓阻材料在較大機械變形下其微觀結構的改變，如導電通路變化、載子遷移機制轉變，或是感測器特定彎曲結構處發生的局部應變放大效應。本研究所提出的柔性壓阻式感測器在 0% 至 30% 的應變範圍內，表現出良好的訊號重現性、優異的方向選擇性以及在特定應變區間內的高靈敏度與穩定性。且這結果與最一開始所設計的理论模型展現出高度的一致性。本研究在 15% 與 30% 應變下，分別測得 GF 值為 1.33 與 5.5，其平均值約為 3.42。此數值與 Yang & Lu[80] 在其理論範例中，為一個具備 30% 可拉伸性的系統所預測的 GF 值 3.27 相當接近。總體而言，本研究的實驗數據驗證了設計策略的有效性，並與現有理論建立了良好的對應關係。

表 5-1 應變規在不同文獻的應變係數比較

Thickness	Gauge factor at 15%	Gauge factor at 30%	Ref.
300 nm	0.094	0.0667	[16]
600 nm	0.233	0.433	[78]
175 nm	1.33	5.5	This study

5.2 多通道應變訊號同步擷取系統

為實現對臉部細微應變訊號進行高頻率、即時且同步的多通道辨識，本研究建構了一套客製化的訊號擷取系統。此系統的核心為國家儀器 (National instruments, NI) 的 USB-6341 多功能資料擷取裝置。該 DAQ 卡具備 16 位元解析度，最高總取樣速率可達 500 kS/s，並提供 8 組差動類比輸入通道 (AI0-AI7)，每組差動通道對應 DAQ 卡上的兩個物理腳位，其中 AI0 對應 AI0 與 AI8 腳位形成差動對等。在本系統中，每個柔性壓阻式應變感測器與一參考電阻構成惠斯通四分之一橋電路，其輸出為一微弱的電壓訊號，該訊號與施加於感測器上的應變成正比。為有效放大此微弱訊號並提升訊噪比 (Signal-to-noise ratio, SNR)，訊號在進入 DAQ 系統前，先經由一前級放大器模組 (Analog devices AD620) 進行處理。AD620 為一款高精度儀表放大器，適合此類微小訊號的放大任務。

系統的實際硬體連接方式如圖 5-4 所示。具體而言，每個 AD620 模組的差動訊號輸出腳位 (Vout) 連接至 NI USB-6341 DAQ 某一指定類比輸入通道的正端 (如 AIx)，而該 AD620 模組的參考接地端則連接至同一 DAQ 通道的負端 (如 AIx+8)，從而構成完整的差動輸入。本研究共使用了 8 組獨立的 AD620 放大器模組，分別對應並接入 DAQ 的 AI0 至 AI7 差動輸入通道，藉此實現了 8 通道應變訊號的同步擷取與數位化。

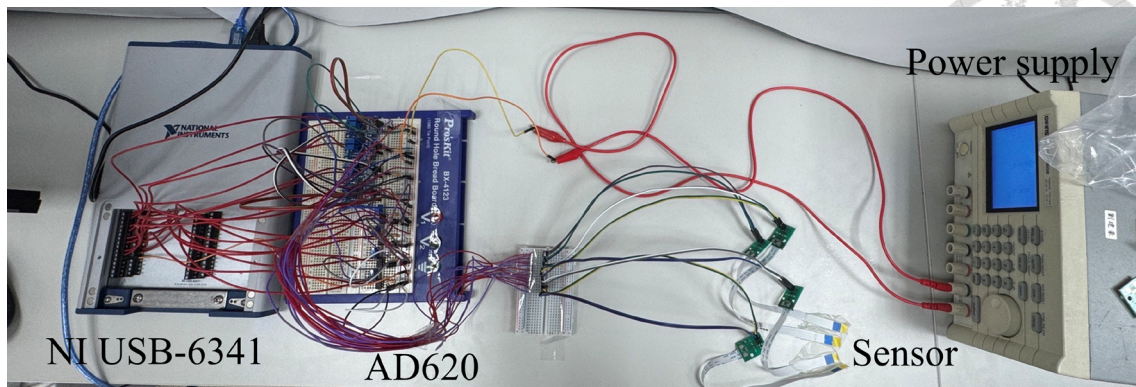


圖 5-4 完整訊號接線實際影像

在數據擷取前，為確保各通道訊號在靜態無應變下具有穩定且一致的基準，並優化放大器的動態範圍，每個 AD620 模組均需進行精細校準。此校準主要透過模組上配置的兩個精密電位器完成：其一為增益調整 (Gain) 旋鈕，用以設定 100 倍放大倍率；其二為零點偏移 (Offset) 調整旋鈕，用於在無應變輸入時，將放大器的輸出電壓校準至接近零伏特。此調整過程通常藉助示波器或高精度數位萬用電錶監控 AD620 的輸出，以避免訊號飽和或因偏移過大導致的失真。圖 5-5 提供了從感測器陣列到訊號放大，再到 DAQ 數位化的完整訊號鏈路示意圖。

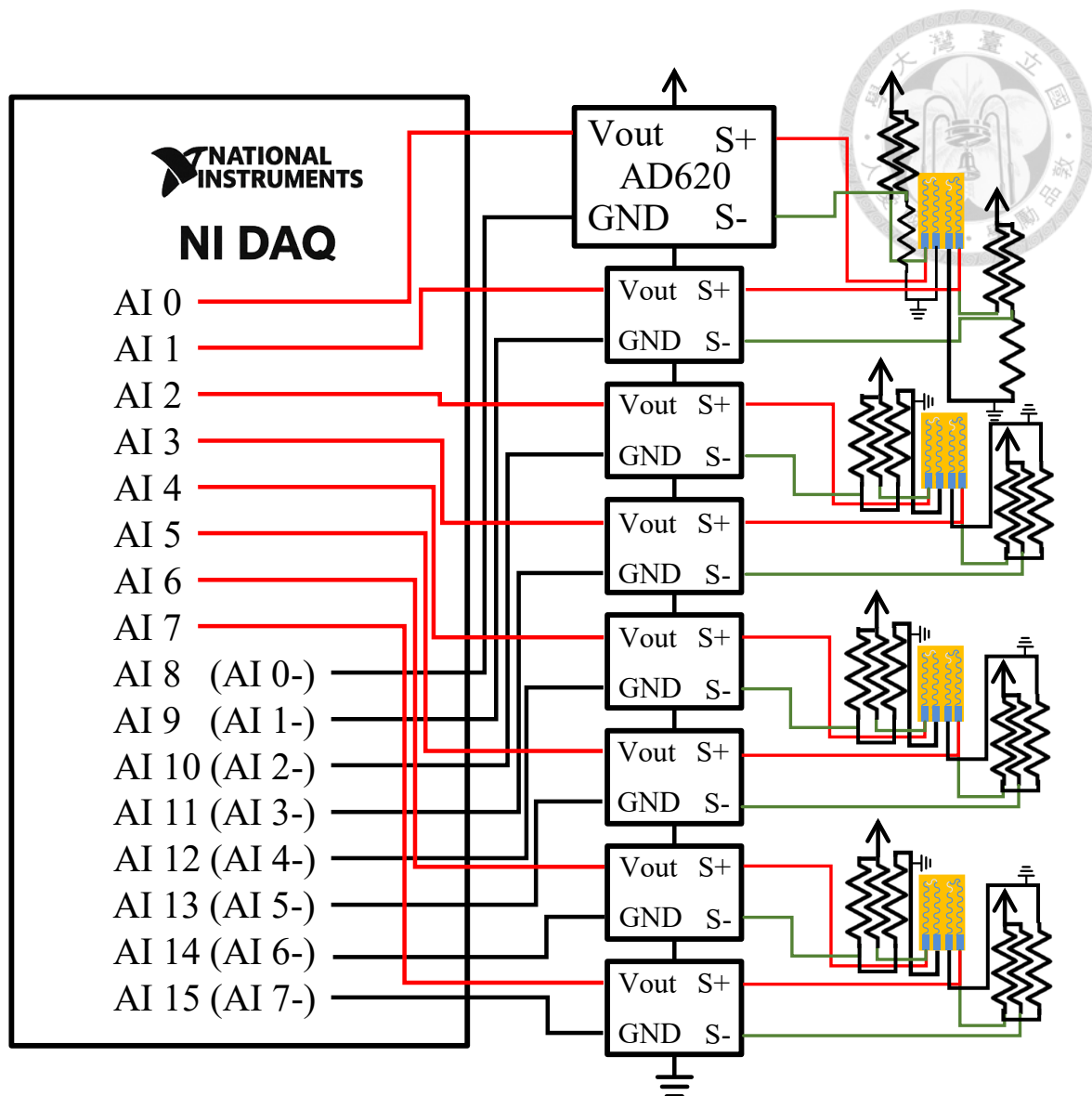


圖 5-5 NI USB-6341 差動輸入、放大器與感測器接線示意圖

在實際的臉部動作應變訊號擷取實驗中，DAQ系統設定的取樣率為每通道300 Hz。數據採用滑動視窗方式進行分段擷取與處理：每個窗格包含600個連續數據點，對應2秒的訊號長度。窗格以0.33秒的時間間隔向前滑動更新。因此，每次擷取操作均產生一個維度為(600, 8)的二維數據矩陣，代表了2秒內8個通道的應變訊號。這種連續、非間斷的數據流模式，為後續的即時臉部動作辨識演算法提供了穩定的輸入。相較於初期採用Keysight高精度數位電錶進行的量測方案，本研究建構的DAQ系統顯著提升了數據擷取的頻率、同步性與整體穩定性，更能滿足動態、即時應用場景的需求。

5.3 訊號及特徵處理

本章詳述為實現高效且可靠的臉部表情辨識，針對所蒐集的多通道臉部應變訊號進行的系統性處理流程。此流程包含訊號前處理、全面的特徵萃取，以及最終基於分類效能與應用需求，特別是遠端控制氣動手掌所需的快速反應的特徵優選策略。資料集包含 336 筆樣本，每筆樣本由 8 個感測通道的訊號組成，各通道記錄持續 2 秒、取樣點數 600 點的應變數據，圖 5-6 為訓練訊號處理流程圖。

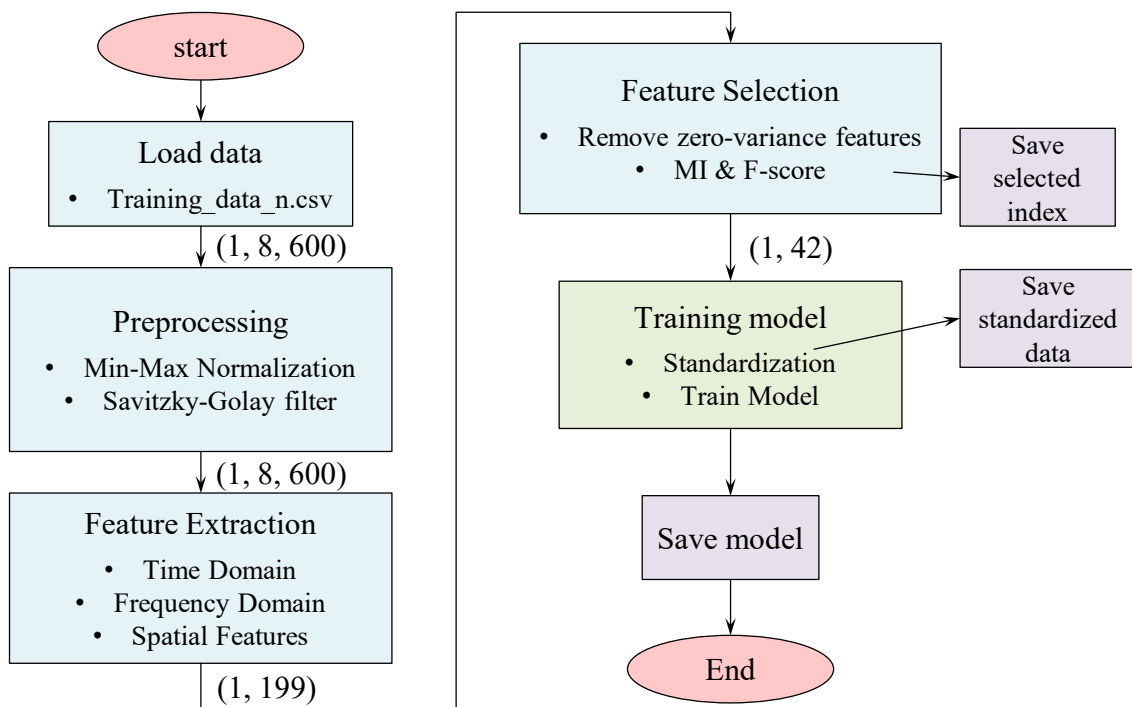


圖 5-6 訓練流程圖

5.3.1 前處理

原始應變訊號在進行特徵萃取前，首先經過一系列標準化的前處理步驟，旨在消除雜訊、抑制干擾，並凸顯與表情變化相關的有效訊號成分。初始步驟為採用正規化方法，對各感測通道內部及不同樣本間的訊號進行幅度正規化，此舉旨在減少因個體差異、感測器靈敏度不一致等因素造成的訊號絕對值差異，確保後續特徵提取與模型訓練的穩定性與可比較性。接著，為了濾除高頻雜訊並使訊號波形更為清晰，本研究採用 Savitzky-Golay 平滑濾波器，其視窗長度設定為 31，多項式階數設定為 5。相較于其他濾波方法，如截止頻率為 10 Hz 的二階巴特沃斯低通濾波器，SG 濾波器在達到相似濾波效果和精確度的同時，具有較高的運算效率，SG 濾波

運作時間為低通濾波 1/3 倍，更適合需要快速處理的應用情境。圖 5-7 示意性地展示了單一通道原始訊號與經過完整前處理後訊號波形之差異。

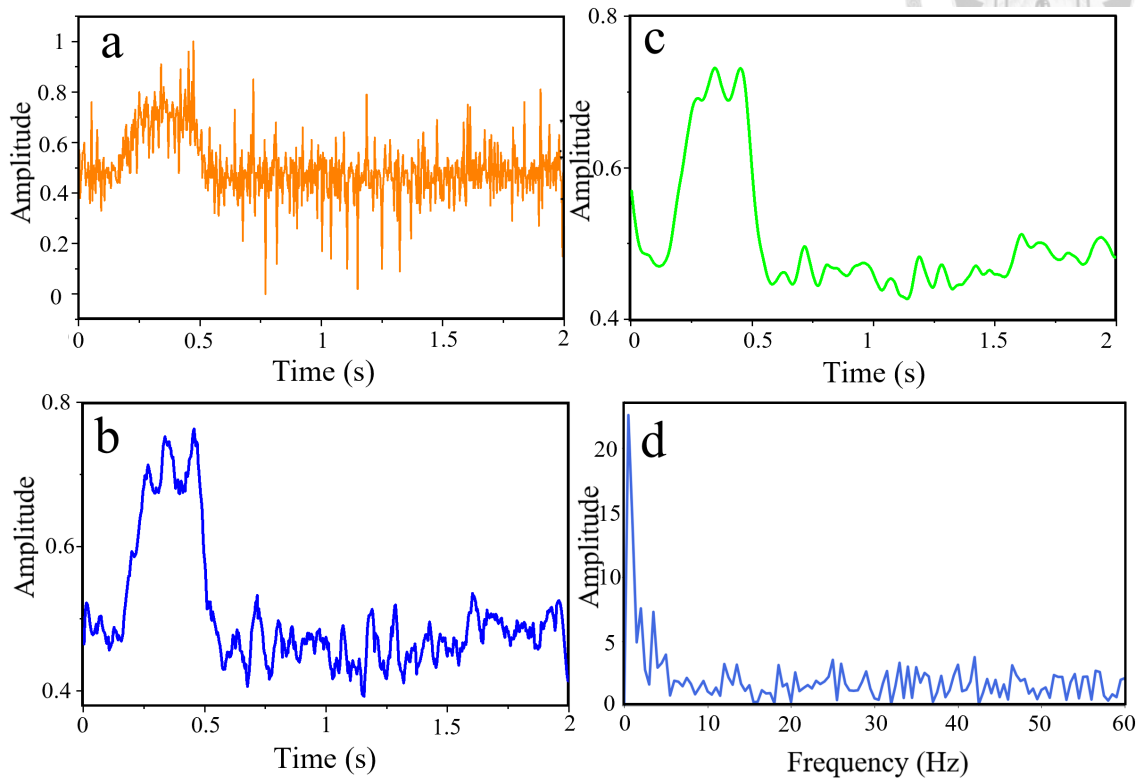


圖 5-7 (a) 原始波形 (b) 經 S-G Filter 後的波形 (c) 經 Lowpass Filter 後的波形 (d) 原始波形的頻譜圖，可以觀察到主要頻段落在 10 Hz 以內，因此截止頻率會設在 10 Hz

5.3.2 特徵提取

經過前處理優化訊號品質後，從每個感測通道的訊號中系統性地萃取了多樣化的特徵參數，旨在從多個維度全面量化訊號的特性。這些特徵可主要歸為單通道特徵與跨通道空間特徵兩大類別。

就單通道特徵而言，本研究從時域、頻域及非線性動力學三個主要範疇進行了萃取。時域特徵共計 13 項，例如平均值 (Mean)、標準差 (STD)、峰對峰值 (Peak-to-peak) 及訊號熵 (Signal entropy) 等，主要用以描述訊號的整體統計特性、幅度變化與時間序列的規律性。頻域特徵則是透過快速傅立葉變換 (FFT) 分析獲得，共計 8 項，包含主導頻率 (Dominant frequency)、總頻譜能量 (Total power) 以及在特定預設頻帶，如低頻 <1 Hz、中頻 2-5 Hz、高頻 5-10 Hz 的能量佔比等，旨在揭示訊號的頻率組成與能量分佈。此外，為捕捉訊號的內在複雜性與非線性動態，額

外萃取了 3 項非線性特徵，如樣本熵 (Sample entropy)、依據 Petrosian 演算法計算之分形維數 (Petrosian FD) 以及特定層級之小波能量 (Wavelet energy)。綜合上述，每個感測通道均萃取 24 項單通道特徵，因此 8 個通道共產生 192 維的特徵向量。另一方面，考慮到不同臉部區域肌肉運動的協同性，為捕捉通道間的相互關係與同步性，本研究進一步萃取了 7 項跨通道空間特徵。這些特徵旨在量化通道間的相互作用，其實例包括通道對間的平均皮爾森相關係數 (Mean_corr)、平均絕對差值 (Mean_abs_diff)、平均相位同步指標 (Phase_sync_index) 及平均互資訊 (Mean_mutual_info) 等。

結合單通道特徵與跨通道空間特徵，每筆樣本最初由一個包含 199 維 (192+7) 的完整特徵集進行描述。表 5-2 詳細列出了所有萃取的特徵及其分類。

表 5-2 所有特徵介紹

類型	特徵名稱	說明
時域 (通道特徵×8)	mean, std, min, max, median, peak_to_peak, zero_crossing, energy, entropy_val, variance, skewness, kurtosis, hjorth_mobility	描述訊號強度、變異性與基本統計特徵
頻域 (通道特徵×8)	dominant_freq, total_power, low_freq_power, mid_freq_power, high_freq_power, spectral_entropy, spectral_mean, spectral_std	描述頻譜能量分布與主頻特性
非線性 (通道特徵×8)	wavelet_energy, sample_entropy, fractal_dim	擷取訊號複雜度與動態特性
空間特徵	mean_corr, std_corr, mean_diff, std_diff, phase_sync, mutual_info, cov_mean	描述通道間訊號的關聯性與同步程度

5.3.3 特徵選擇與分析比較

儘管 199 維的完整特徵集承載了豐富的訊號資訊，然而，我們深知「優質數據遠勝於海量數據 (Good, clean data is better than more data.)」這一重要原則——即特徵的質量、相關性與資訊密度，而非僅僅其數量，才是決定模型效能與泛化能力的關鍵。正是基於此考量，我們認識到過高的維度不僅可能導致分類模型訓練複雜度增加、計算負擔加重，亦可能引發過擬合 (Overfitting) 問題，從而影響模型的

泛化能力。特別是考量到本研究成果未來將應用於需要快速響應的遠端氣動仿生手掌控制系統，特徵集的精簡化顯得尤為重要，而特徵選擇便是從龐雜資訊中提煉出優質數據的關鍵手段。為此，本研究採用了濾波式(Filter-based)特徵選擇方法，並結合實際分類效能評估，以篩選出最具代表性且計算高效的特徵子集。

在特徵重要性評估與初步篩選階段，本研究採用了 F-score 與互資訊 (Mutual information, MI) 兩種廣泛使用的方法，對全部 199 維特徵進行重要性排序。F-score 主要評估各特徵在不同類別間的區辨能力，而 MI 則從資訊理論角度衡量單一特徵與目標類別標籤間的統計相依性，能夠有效捕捉線性和非線性關係。根據排序結果，每種方法均選取了排名前 60 的特徵作為候選特徵集，分別記為 $S_{F\text{-score}}$ 與 S_{MI} 。

隨後，對這兩組候選特徵集進行了比較分析。分析結果顯示， $S_{F\text{-score}}$ 與 S_{MI} 共同包含的交集特徵 ($S_{\text{Intersect}}$) 有 42 個。此外， $S_{F\text{-score}}$ 中存在 18 個為其獨有特徵 (即未包含在 S_{MI} 的前 60 名中)，同樣地， S_{MI} 中亦存在 18 個獨有特徵。因此，這兩組特徵集的聯集 (S_{Union})，即至少被一種方法選為前 60 的獨特徵總數，共計包含 78 個特徵 ($42+18+18=78$)。為評估不同特徵子集的實際分類效能，本研究使用 Random Forest 對前述四組特徵集 ($S_{F\text{-score}}$ 、 S_{MI} 、 $S_{\text{Intersect}}$ 、 S_{Union}) 進行了分類準確度測試。如表 5-3 所總結的結果， $S_{F\text{-score}}$ (60 特徵) 與 S_{MI} (60 特徵) 的分類準確度分別為 0.89 和 0.87。包含 42 個共同特徵的 $S_{\text{Intersect}}$ 達到了 0.91 的準確度，而包含 78 個特徵的 S_{Union} 則取得了所有測試組中最高的 0.93 準確度。圖 5-8 展示了 F-score 與 MI 對所有特徵的重要性評分。圖 5-9 則透過韋恩圖清晰地呈現了 $S_{F\text{-score}}$ 與 S_{MI} 之間的特徵重疊與差異情況。

表 5-3 不同特徵選擇方法及組合下，特徵子集的特徵數量與分類準確度比較。

特徵子集	特徵數量	分類準確度 (Acc)
$S_{F\text{-score}}$ (前 60)	60	0.89
S_{MI} (前 60)	60	0.87
$S_{\text{Intersect}}$	42	0.91
S_{Union}	78	0.93

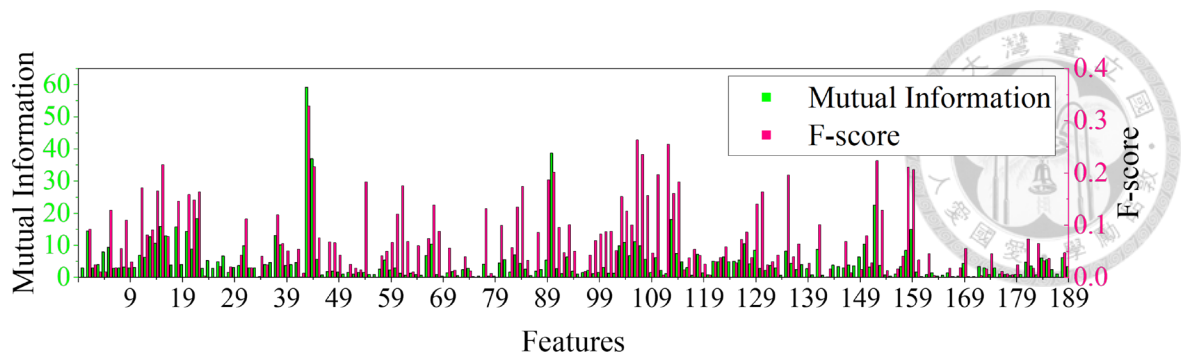


圖 5-8 199 個特徵的重要性評分排序圖 (F-score 與 MI)

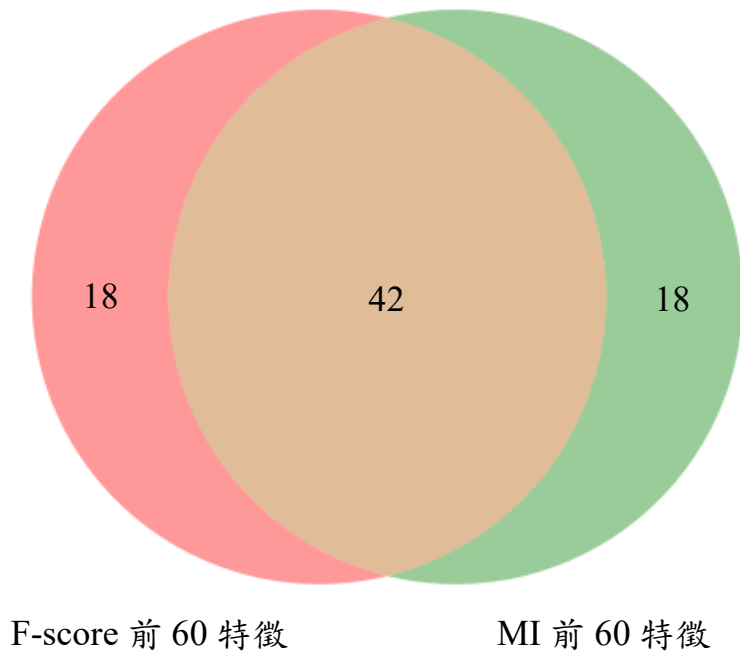


圖 5-9 F-score 與 MI 特徵選擇交集韋恩圖

為了更直觀的方式觀察特徵選擇結果與分類性能之間的關聯性，圖 5-10 呈現了被特徵選擇方法選中與未被選中的特徵在不同語音指令下的數值分佈。從圖 5-10 (a) 可以明顯觀察到，被 F-score 與 MI 選中的特徵 43 中數值分佈在不同指令類別之間呈現顯著差異，尤其在類別 4 的情況下，其數值分佈顯著高於其他類別，清楚說明此特徵具備良好的分類區辨能力，能有效協助模型辨識特定語音指令。相較之下，圖 5-10 (b) 展示了未被 F-score 與 MI 選中特徵 171 在不同指令間的數值分佈情形。儘管此特徵的絕對數值範圍較大，但不同語音指令間卻未呈現明顯的分離趨勢，各類別的數值分佈高度重疊。這代表特徵 171 無法有效提供模型區分各語音指令所需的重要資訊，因此也未被特徵選擇方法納入。從以上兩個典型特徵案例的比較分析，可以明確證實特徵選擇方法能夠有效地篩選出對分類任務具備高

區辨性的核心特徵。此舉不僅有助於降低模型的運算負擔，亦能進一步提升系統的即時響應能力。儘管 S_{Union} 特徵集合（共 78 個特徵）在分類準確度上取得了高達 0.93 的最佳表現，然而，在氣動仿生手掌的遠端即時控制應用情境下，系統對於運算的即時性與輕量化有著更為嚴格的要求。因此，過於龐大的特徵數量將對系統的實際部署與整體效能造成不利影響。

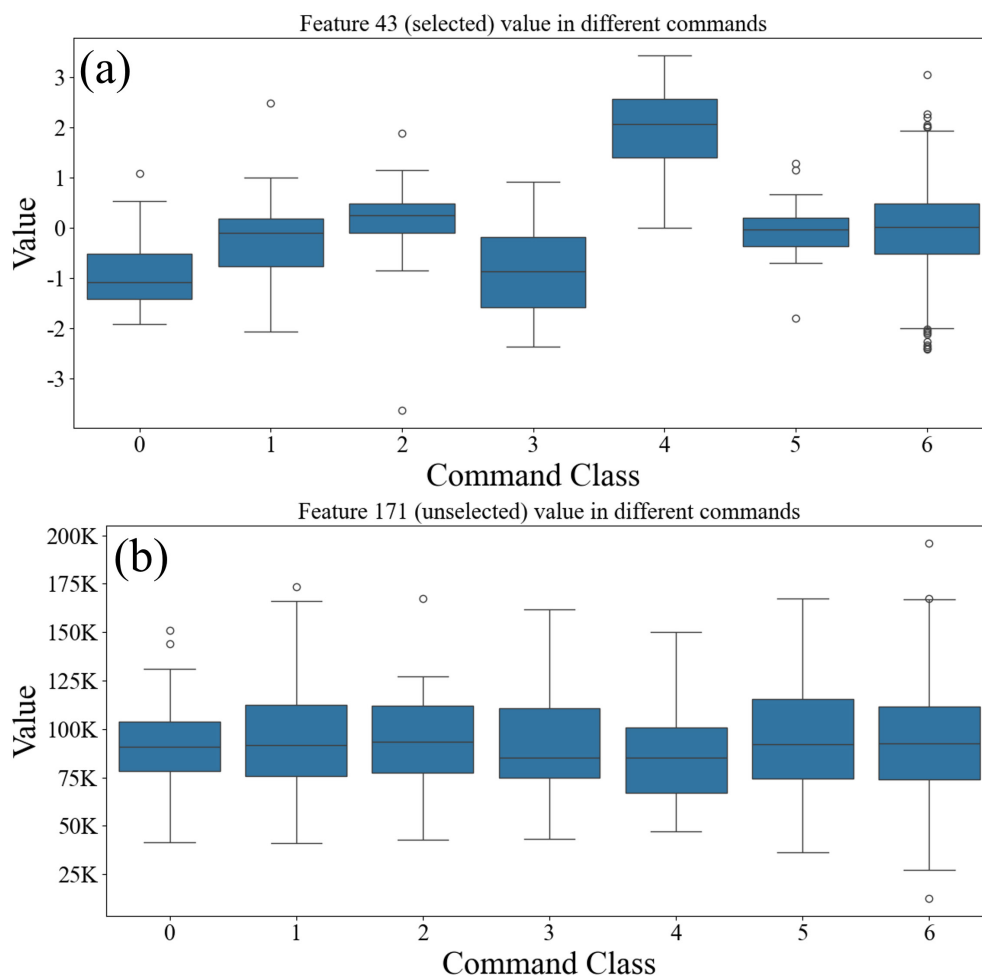


圖 5-10 不同指令下特徵分佈情形對比圖。盒體表示該特徵數值的四分位範圍（第 25 百分位至第 75 百分位， $Q1 - Q3$ ）；中線為中位數（第 50 百分位， $Q2$ ）；盒體外的圓點表示落在此正常變異範圍之外的極端數值，為離群點。(a) 顯示被特徵選擇方法（F-score 與 MI）共同選中的特徵 43，其於不同語音指令下的特徵數值分佈差異顯著，特別在類別 4 中呈現明顯抬升，具良好分類區辨能力。(b) 顯示未被選中的特徵 171，其雖具有較大的數值變異範圍，但在各指令間分佈重疊程度高，缺乏區辨性，無法有效支持分類任務。

因此，本研究經過審慎考量後，最終選擇了 $S_{\text{Intersect}}$ 的 42 個特徵 0.91 準確度

作為構建臉部表情辨識模型的最終特徵集。此特徵集合在維持優良分類性能的同時，大幅減少了系統運算所需特徵數量。透過此特徵集的選擇，不僅保留了被雙重特徵選擇方法共同認可的關鍵特徵，也使辨識系統能夠更迅速地完成訊號處理與模型預測，更符合實際應用場景的需求。

5.4 模型訓練與分類結果

為了嚴謹評估本研究所建構之多通道臉部應變訊號辨識系統的實際分類效能，本節詳細闡述了模型的訓練過程、多種分類演算法的性能比較，以及針對特定應用需求的優化策略。本研究採用了包含七種類別的標籤進行模型的監督式學習與效能驗證。本研究選定了六種具體的無聲語音指令進行辨識，分別是「張開手掌」、「捏取東西」、「指向上」、「幸運七」、「握拳」以及「比耶」。這些指令的選擇，主要考量它們能夠引發多樣化且具區辨性的臉部肌肉活動模式，從而產生可被本研究之可撓式壓阻感測器有效捕捉的表面應變訊號。此外，這些語音指令所對應的動作，許多也具有直觀、易於理解的對應手勢（可參考圖 5-11 所示之常見手勢），這有助於後續與氣動手掌整合時的應用演示與使用者的直觀感受。而多數相關研究以英語指令為訓練資料，而本研究特意選擇中文進行實驗，為驗證系統於不同語言體系下的效能。相較於英語，中文作為單音節的聲調語言，其發音更依賴於細微的唇形、舌頭變化與可能的臉部肌肉協同作用，這對於以表面應變為基礎的辨識系統構成了獨特的挑戰。本研究選用的多音節指令如「張開手掌」更要求系統需具備解讀連續動態肌肉變化的能力。此選擇不僅拓展了無聲語音辨識技術的應用範圍，也提升了本研究的獨創性與驗證深度。在實際對應氣動手掌的動作時，考量到本研究所用氣動手掌在部分自由度上的限制，部分指令的對應手勢進行了適應性調整，例如採用「捏取東西」的動作。為了提升系統在真實使用場景中的可靠性與抗干擾能力，本研究亦特別設計了一類「空白指令」。此類別的樣本並非隨機的無聲或無意義語音，而是精心挑選了發音嘴型與前述六種語音指令相近的詞彙，例如「推開大門」與「張開手掌」的口型變化相似、「向前走」與「指向上」的口型變化接近、「畢業」與「比耶」發音相似等。如此設計的目的在於強化模型對於易混淆樣本的辨識能力，並建立一個有效的防誤觸發機制，確保系統僅對明確的指令做出反應。



圖 5-11 易於影像辨識度的前六個手勢[62]

在分類模型的選擇上，本研究聚焦於三種廣泛應用且性能各異的機器學習演算法進行比較分析：隨機森林、支持向量機以及一種積體了多個基礎模型的多模型投票分類器 (Voting classifier)。本研究亦曾實作 1D CNN 模型，雖於訓練集表現優異，惟在小樣本條件下出現 overfitting 現象，需慎重考量過度擬合之問題與資料需求量。因此最終選擇以 Random Forest 為主要分類模型，並輔以 SVM 及積體學習進行比較。而初期的整體預測流程圖如圖 5-12。

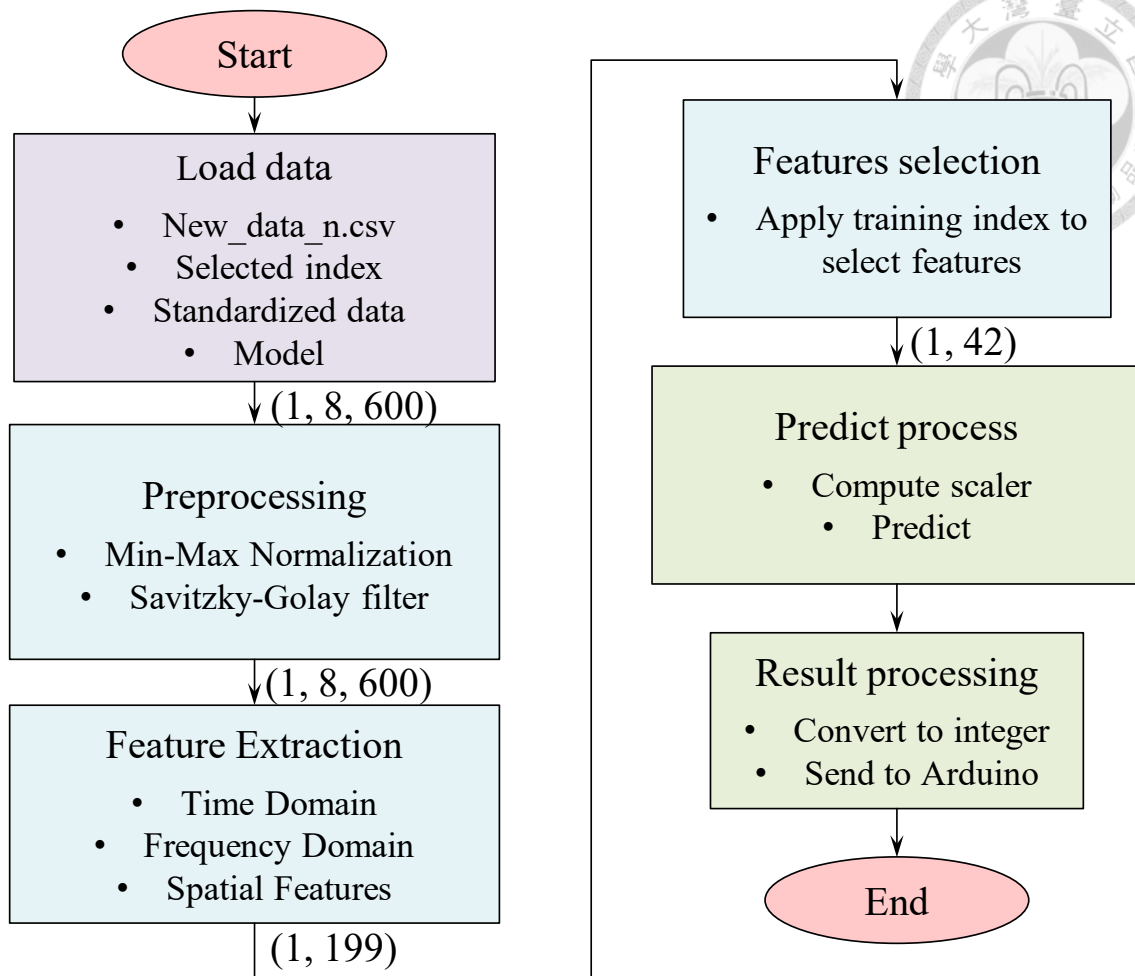


圖 5-12 預測流程圖

為了確保模型評估的客觀性與結果的穩健性，所有模型的性能均採用嚴格的 10 折交叉驗證 (10-fold cross-validation) 方法進行評估。選擇 10 折交叉驗證能夠有效地利用有限的數據集，減少因單次劃分訓練集與測試集所帶來的偶然性偏差，從而得到更具泛化能力的模型性能指標。主要的評估指標為 macro-F1 score，該指標能夠綜合考量每個類別的精確率 (Precision) 與召回率 (Recall)，並且在多類別分類問題中，特別是當類別可能存在不均衡分佈時，能夠提供一個比單純準確率更為全面和公允的性能衡量。

5.4.1 模型性能比較與混淆矩陣分析

為了深入探究不同機器學習模型在本研究特定臉部應變訊號分類任務上的適用性、效能上限及其具體的行為模式，我們對所選的三種模型進行了詳細的訓練、參數優化、性能比較，並結合其混淆矩陣進行了錯誤分析。相關的分類報告與混淆



矩陣詳見各模型對應的圖示。

一、隨機森林 (Random Forest, RF)

我們採用了網格搜索 (Grid Search) 結合交叉驗證的方法來尋找最優的超參數組合。網格搜索的參數空間涵蓋了樹的最大深度 (Max depth)、葉節點最小樣本數 (Min samples leaf)、內部節點再劃分所需最小樣本數 (Min samples split) 以及森林中決策樹的數量 (N estimators) 等關鍵參數。經過詳盡搜索與評估，最終確定的最佳參數組為：Max depth=10，限制樹的深度以防止過度擬合，同時允許模型學習足夠複雜的模式，Min samples leaf=1，允許葉節點可以僅包含一個樣本，給予模型較大的靈活性，Min samples split=2，節點至少需要兩個樣本才能分裂，是決策樹生成的常見預設，以及 N estimators=200，構建一個包含 200 棵樹的森林，以期達到較好的積體效果和穩定性。基於此優化後的參數配置，隨機森林模型在 10 折交叉驗證中展現出卓越的性能，達成了高達 91.1% 的平均總體準確率，其 macro-F1 score 亦達到了 0.91。圖 5-13 詳細展示了其包含各類別精確率、召回率、F1 分數的分類報告以及直觀的混淆矩陣。

Random Forest校準後準確率: 0.9108910891089109				
	precision	recall	f1-score	support
0.0	0.89	0.89	0.89	9
1.0	0.78	0.78	0.78	9
2.0	1.00	1.00	1.00	10
3.0	1.00	0.78	0.88	9
4.0	1.00	0.90	0.95	10
5.0	1.00	1.00	1.00	9
6.0	0.88	0.93	0.90	45
accuracy			0.91	101
macro avg	0.93	0.90	0.91	101
weighted avg	0.91	0.91	0.91	101

圖 5-13 隨機森林 (Random Forest) 分類報告

從圖 5-14 的混淆矩陣中可以清晰地看到，隨機森林模型整體分類表現優異，絕大多數樣本均被正確分類。其在各個指令類別上的分類結果也相對均衡，誤判率較低。仔細觀察可以發現，僅在個別指令之間仍存在小幅度的誤判情況，例如「指向上」指令與「握拳」指令之間存在少量相互錯分。這可能意味著這兩個指令在臉

部應變信號的某些特徵維度上表現出一定的相似性，或是其差異性特徵未能被模型充分捕捉。儘管如此，這些誤判的比例非常低。考量到其高效能、對參數的相對不敏感性、良好的泛化能力以及均衡的分類結果，本研究最終選擇隨機森林作為核心分類模型。

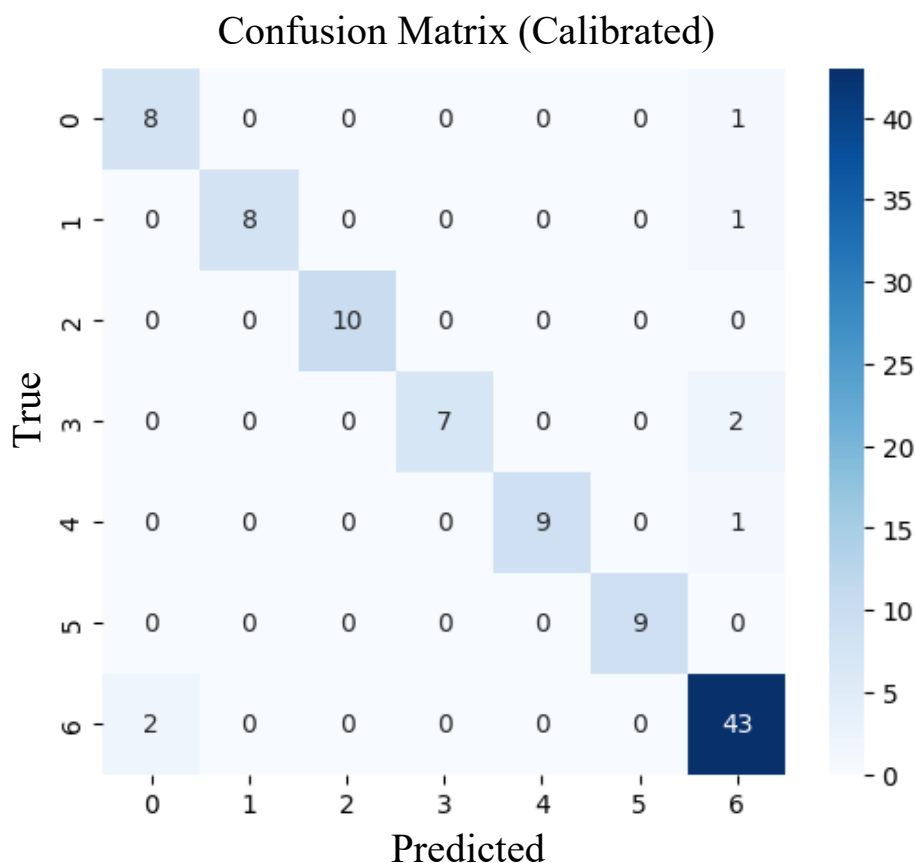


圖 5-14 隨機森林 (Random Forest) 混淆矩陣

二、 (Support Vector Machine, SVM)

在本研究中，考慮到臉部應變訊號與語音指令間可能存在的非線性關係，我們選用了徑向基函數作為其核函數。同樣透過網格搜索進行參數尋優，得到的最佳參數組合為：懲罰係數 $C=10$ ，一個相對較大的 C 值，意味著模型更傾向於減少分類錯誤的樣本數量，即使這可能導致決策邊界更複雜； $\text{Gamma}=0.01$ ，RBF 核的一個關鍵參數，定義了單個訓練樣本影響範圍的大小；以及 $\text{Degree}=2$ ，儘管 Degree 參數主要用於多項式核，但某些 SVM 實現允許其與 RBF 核結合或在特定優化情境下被考慮，此處依實驗結果記錄。在此設定下，SVM 模型的平均總體準確率為 83.1%，Macro-F1 score 為 0.81，其詳細的分類報告與混淆矩陣見圖 5-15。



```

最佳參數 (SVM): {'C': 10, 'degree': 2, 'gamma': 0.01, 'kernel': 'rbf'}
SVM 模型準確率: 0.8316831683168316

```

	precision	recall	f1-score	support
0.0	0.73	0.89	0.80	9
1.0	0.78	0.78	0.78	9
2.0	0.90	0.90	0.90	10
3.0	0.80	0.44	0.57	9
4.0	1.00	0.80	0.89	10
5.0	1.00	0.78	0.88	9
6.0	0.80	0.91	0.85	45
accuracy			0.83	101
macro avg	0.86	0.79	0.81	101
weighted avg	0.84	0.83	0.83	101

圖 5-15 支持向量機 (SVM) 分類報告

雖然 SVM 也是一種強大的分類器，但在本任務中，其主要問題在於對「指向上」等特定動作指令的分類準確率相對較低。從圖 5-16 的混淆矩陣分析可見，SVM 模型在「指向上」與其他指令，如「握拳」之間存在較明顯的混淆。尤為突出的是，其在「指向上」這個類別的召回率 (Recall) 僅為 0.57，這意味著有超過一半的「指向上」指令樣本被錯誤地劃分到了其他類別。這嚴重影響了該指令的識別效果，也是導致其整體 macro-F1 score 不及隨機森林的主要原因之一。這些指令的特徵在 SVM 構建的超平面中可能未能被有效區分。

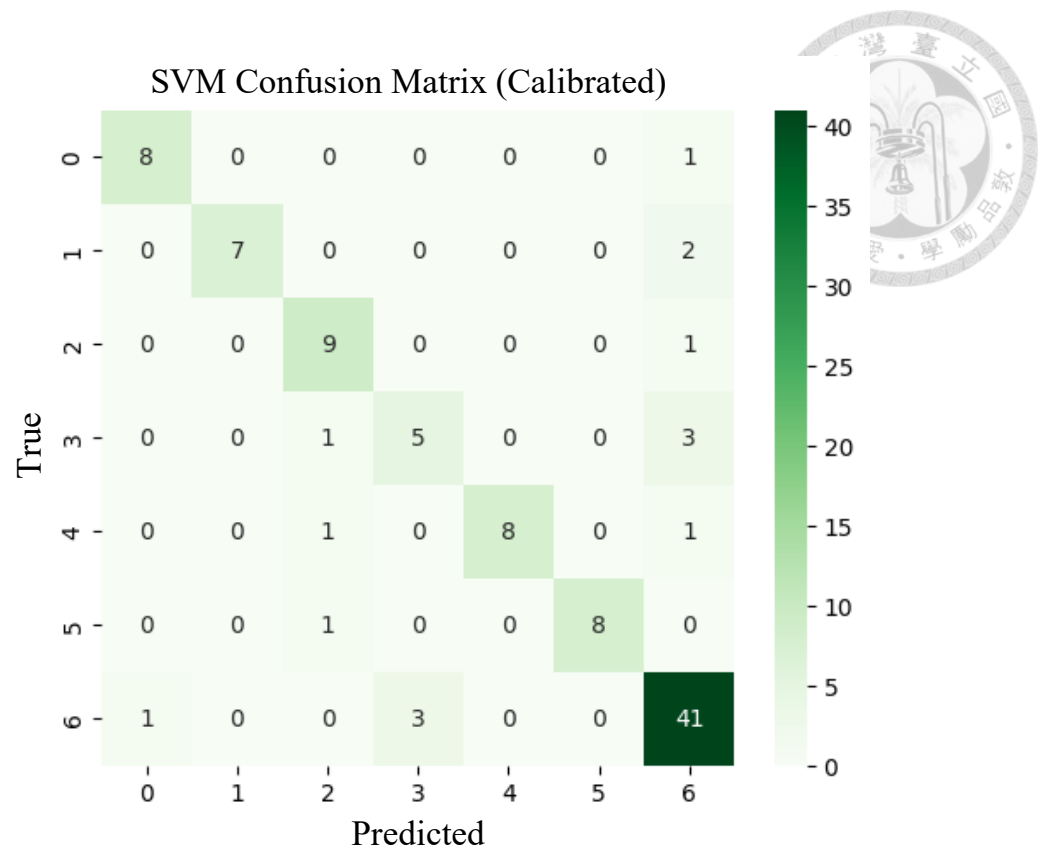


圖 5-16 支持向量機 (SVM) 混淆矩陣

三、多模型投票分類器 (Voting classifier)

該分類器融合了前述的隨機森林、支持向量機以及 K 最近鄰 (K-Nearest Neighbors, KNN)，其 K 值等參數也經過了初步優化三個異質模型，採用多數投票 (Hard voting) 的原則進行最終決策。此積體模型的平均總體準確率達到了 84%，Macro-F1 score 約為 0.83，其分類報告如圖 5-17 所示。



VotingClassifier 準確率: 0.8382352941176471				
	precision	recall	f1-score	support
0.0	0.83	1.00	0.91	5
1.0	1.00	0.56	0.71	9
2.0	1.00	0.60	0.75	10
3.0	0.75	0.86	0.80	7
4.0	0.86	1.00	0.92	12
5.0	0.73	0.89	0.80	9
6.0	0.83	0.94	0.88	16
accuracy			0.84	68
macro avg	0.86	0.83	0.83	68
weighted avg	0.86	0.84	0.83	68

圖 5-17 多模型投票分類器 (Voting Classifie) 分類報告

雖然其性能相較於單獨的 SVM 模型略有提升，但並未顯著超越表現最佳的隨機森林模型。進一步分析圖 5-18 中的投票模型混淆矩陣，可以發現其在區分「空白指令」與實際的「指令」時，其界線判斷仍存在一定的混淆。這表明，雖然積體了多個模型的決策，但在識別有效指令意圖與非意圖的細微差別方面，該積體策略並未達到預期的增益效果。更重要的是，在實際應用中，推論速度是一個不可忽視的考量因素。該投票分類器的平均推論時間約為 11.4 毫秒，這顯著高於隨機森林模型的 10.3 ms 以及支持向量機模型的 0.289 ms。考慮到推論效率對於即時互動系統的重要性，以及其性能提升有限，本研究最終未採用此多模型投票分類器。

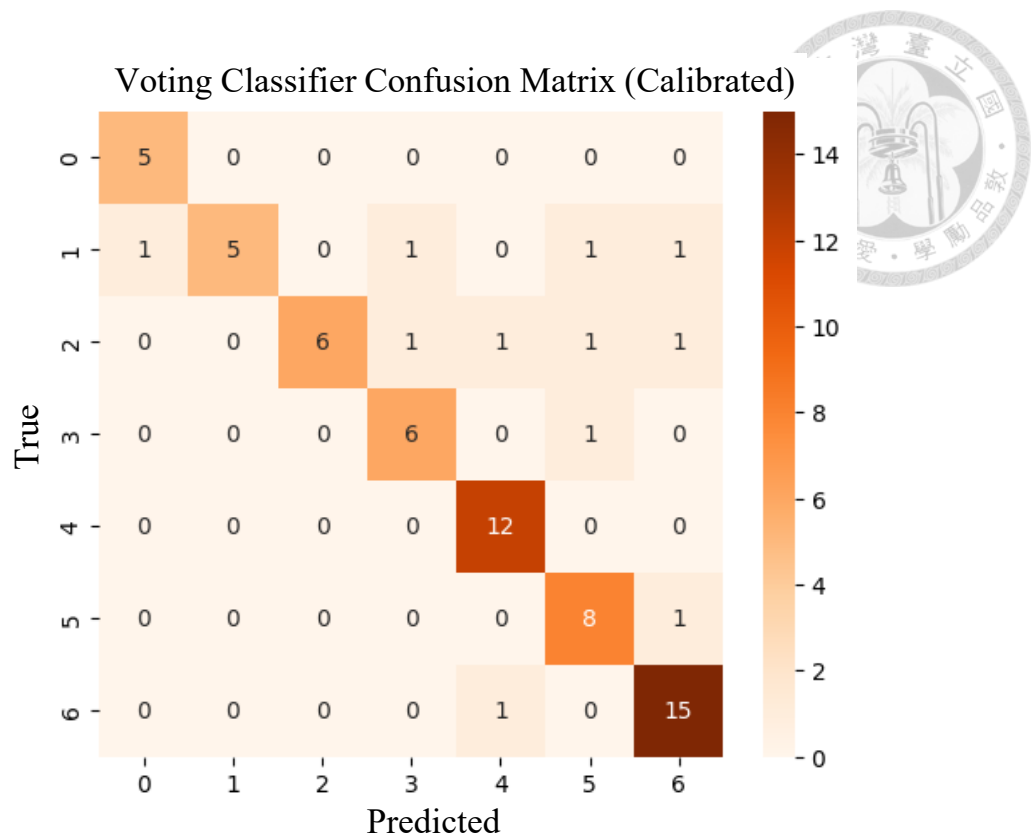


圖 5-18 多模型投票分類器混淆矩陣

在三種模型的性能比較、混淆矩陣分析與模型行為模式探討後，發現隨機森林在臉部應變訊號分類任務中展現出最為全面且穩健的表現。其平均總體準確率達 91.1%，Macro-F1 score 達 0.91，明顯優於 SVM 與 Voting Classifier。特別是在「指向上」等較易混淆的指令上，隨機森林的錯誤分類比例最低，顯示其對於特徵差異的敏感度與辨識效能較佳。此外，儘管 SVM 的單次推論速度較快，但考量到整體分類效果與泛化能力，隨機森林在效能與速度的綜合考量下，最符合本研究即時控制氣動手掌的應用需求。本研究進一步使用兩種不同的特徵重要性評估方法，以深入理解該模型的內部決策機制與特徵貢獻。首先，我們使用隨機森林內建的特徵重要性，基於 Gini 不純度降低量 (Gini impurity reduction) 來分析特徵於模型訓練過程中的貢獻程度，如圖 5-19 所示。該方法反映出模型於訓練階段，哪些特徵較頻繁地被用於分裂節點，進而降低分類的純度。結果顯示，少數特徵在模型訓練過程中發揮了顯著作用，尤其以特徵 14、15、21 與 30 等的貢獻最大，代表這些特徵在構建有效決策邊界上具有關鍵影響力。

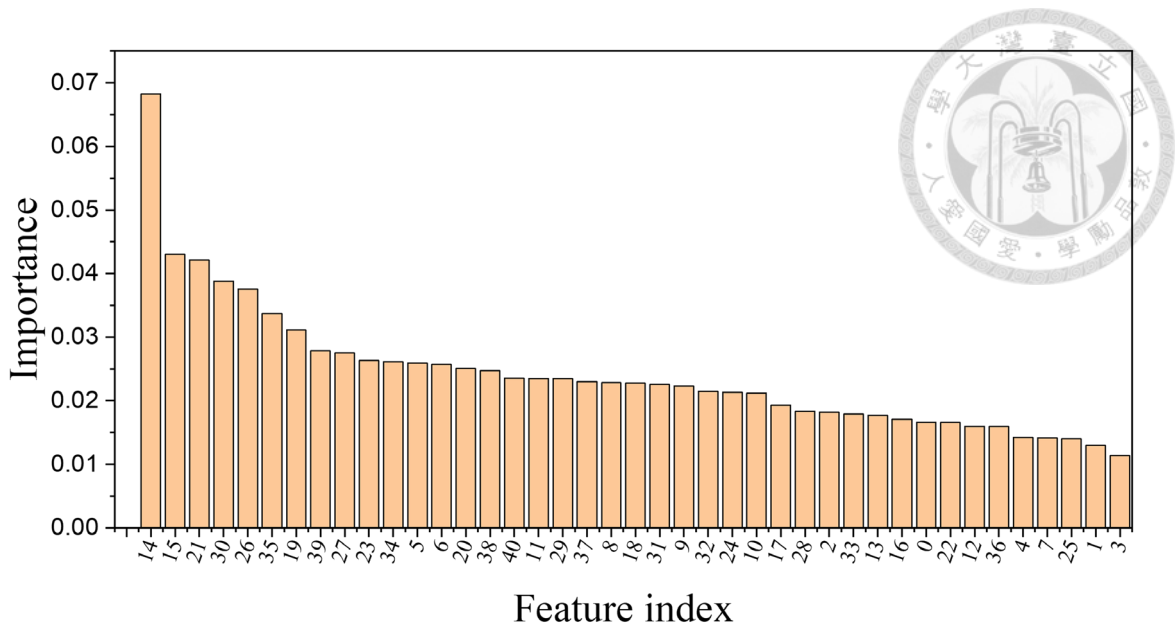


圖 5-19 Gini impurity reduction 分析特徵貢獻程度

第二種藉由 Permutation Importance 方法 (圖 5-20)，藉此更深入地驗證各特徵對模型預測效能的實際貢獻。此方法逐一將特徵在驗證集中的數值隨機打亂 (Permutation)，並重新評估模型預測準確性的下降程度，以此量化該特徵的實際影響力。由於直接與模型預測性能掛鉤，排列重要性能更準確反映特徵的實質貢獻，特別適合如本研究使用的隨機森林等複雜模型的解釋需求[79]。

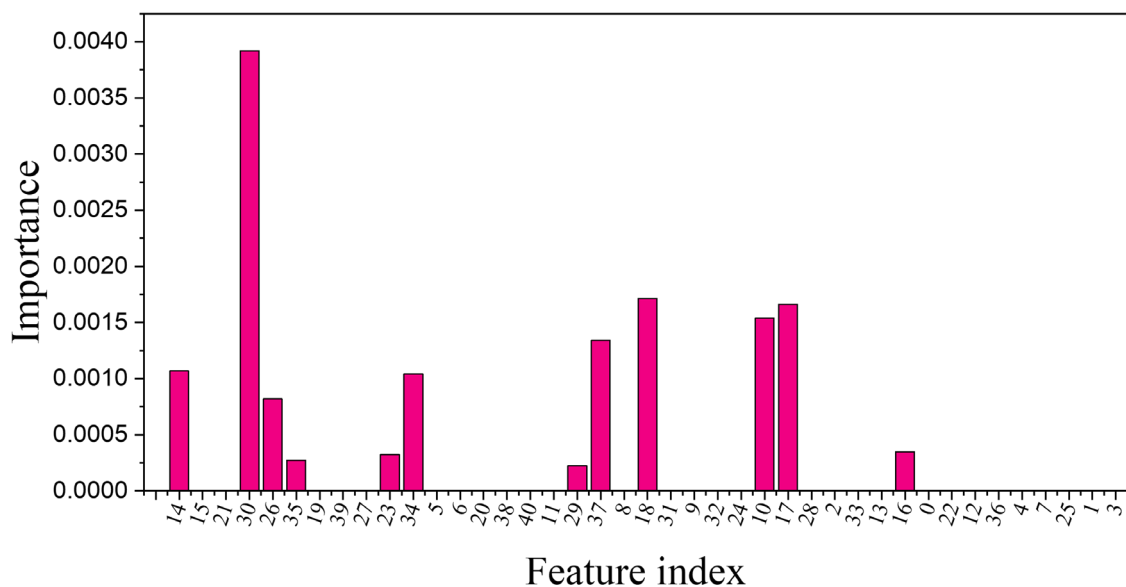


圖 5-20 Permutation Importance 分析特徵預測效能貢獻度

結果發現，部分在 Gini 重要性中排名靠前的特徵，例如 14、21 與 30 特徵，確實也具有相對較高的排列重要性，肯定了它們對於模型預測效能的關鍵且穩健



的作用。然而，排列重要性分析亦揭示了 Gini 指標的潛在侷限性：一些原先在 Gini 重要性指標中排名較高，例如 15、26 與 35 的特徵，其排列重要性分數卻顯著偏低，這意味著這些特徵雖然可能因其在樹節點分裂中的特性而被 Gini 指標賦予較高權重，但它們對於模型在驗證數據上實際預測的邊際貢獻可能相對有限。反之，某些在 Gini 重要性指標中相對不那麼突出，例如 18 與 29 的特徵，在排列重要性分析中反而展現出較高的實際預測價值。此差異凸顯了排列重要性在識別真正具預測力特徵上的獨特優勢。這樣的綜合評估有助於篩選出更有效、更穩健的特徵集，進而提升模型的泛化能力與解釋性。

最後，本研究最終選擇以隨機森林作為最適合的分類模型，其不僅展現出高度穩健的分類性能與良好的泛化能力，更重要的是，透過上述兩種特徵重要性分析方法，使我們對其內部決策機制獲得了更為透徹的理解。這些分析成果將有助於未來在相關研究與實務應用中，能更為精準地調整與優化特徵選取策略，以期進一步提升系統在即時性與準確度方面的表現，從而滿足遠端控制在實際應用中的嚴苛需求。

5.4.2 空白指令與最大正確率設定

在實際的人機互動應用場景中，系統不僅要能準確識別用戶發出的指令，更要具備足夠的穩健性以防止因環境噪音、使用者無意識的口部動作或非指令性的語音而被錯誤觸發。為此，本研究在設計階段即引入了「空白指令」這一特殊類別，並且使其在訓練樣本中佔據了高達 50% 的比例。如此設計旨在讓模型充分學習非指令狀態下的臉部應變模式，從而更有效地建立指令與非指令之間的決策邊界。

然而，僅僅依靠模型本身的分類尚不足以完全避免誤觸。因此，本研究在分類模型的後處理階段，額外引入了一套基於預測率的最大正確率閾值機制 (Maximum accuracy threshold mechanism)。具體而言，當模型對一個輸入樣本進行預測後，會輸出一組屬於各個類別的正確率。若模型預測結果中，概率最高的類別所對應的正確率低於此閾值，則無論該最高正確率指向哪個具體指令，系統均將此樣本自動歸類為「空白指令」。這一策略的目的是進一步過濾掉那些模型本身判斷信心不足的預測結果，從而提升系統的整體穩定性和可靠性，有效降低誤觸率。

為了驗證此最大正確率閾值機制的有效性，我們進行了一項額外的實驗。該實驗選取了 168 筆模型在訓練過程中從未見過的正確指令樣本，以及另外 168 筆同

樣未經訓練的非指令樣本（與指令詞彙發音相近但非目標指令的詞語或隨機的口部動作產生的信號）。將這些共 336 筆新樣本輸入到已經訓練好且的隨機森林模型中，並觀察模型預測的最高正確率分佈情況。如圖 5-21 所示的正確率分佈直方圖清晰地揭示了該策略的有效性，兩筆資料在 0.6 的正確率下有很明顯的分隔。絕大多數「正確指令」樣本的預測正確率均顯著高於 0.6 的閾值，主要分佈在高正確率區間；而包括被模型初步誤判為某個指令但置信度不高的「非指令」樣本的預測正確率則絕大多數集中在低正確率區段，即低於 0.6。這一結果有力地證明了所提出的最大正確率閾值策略能夠有效地輔助模型區分高置信度的真實指令與低置信度的潛在誤判，從而顯著降低系統的整體誤判率。

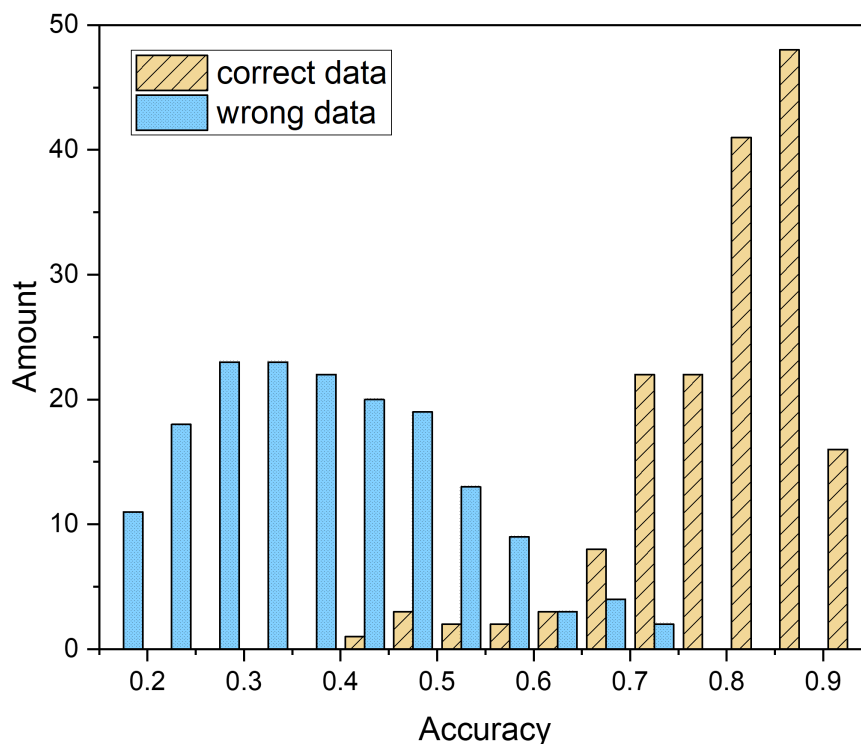


圖 5-21 正確率分佈直方圖

此外，為了從特徵空間的角度進一步探究語音指令與空白指令，特別是那些發音相似的非指令詞彙之間的可分離性，本研究利用了線性判別分析 (Linear discriminant analysis, LDA) 技術對信號特徵進行降維與視覺化。我們選取了四組字數相同，例如均為兩個漢字長度的語詞樣本，這些樣本包含了明確的語音指令以及與之對應的、嘴型相似的非指令詞彙。將這些樣本經過特徵選擇後的特徵通過 LDA 演算法投影至二維空間中進行觀察。如圖 5-22 所示的視覺化結果，可以觀察到不同類別的樣本在低維空間中形成了相對明確且可區分的群聚結構。具體而言，來自

不同語音指令的樣本傾向於聚集在各自的區域，而代表「空白指令」的非指令詞彙樣本也形成了獨立的群組，或者與指令群組之間存在較為清晰的邊界。這一現象直觀地表明，本研究所採用的臉部應變信號特徵確實能夠捕捉到不同語音指令及非指令之間的差異性信息，並且所選擇的分類模型能夠基於這些特徵有效地學習並劃分這些類別。

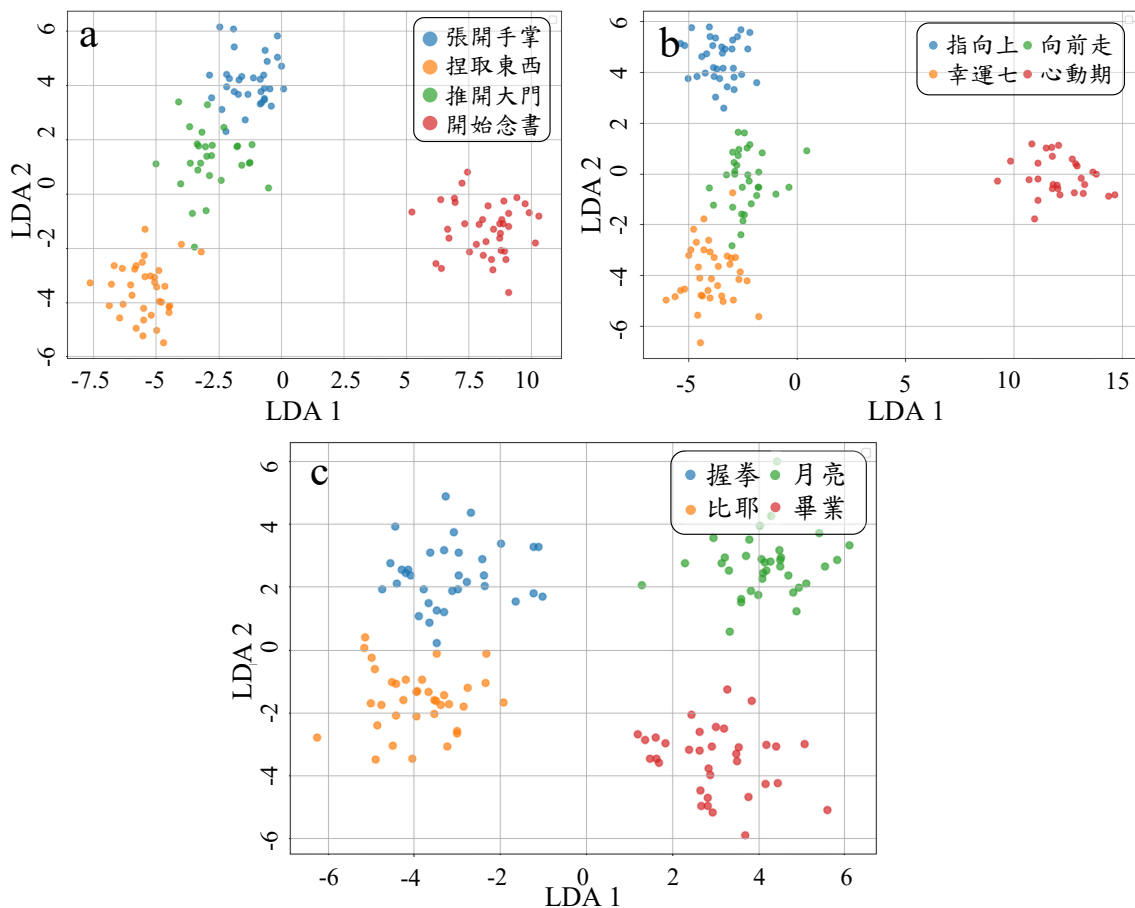


圖 5-22 LDA 視覺化圖 (a) 四個字的指令與易混淆詞彙 (b) 三個字的指令與易混淆詞彙 (c) 二個字的指令與易混淆詞彙

5.4.3 分類處理速度優化策略

對於一個旨在實現即時人機互動的系統而言，除了高分類準確率外，快速的響應能力同樣至關重要。均在一部配備 Intel (R) Core (TM) i7-8700 CPU A 3.20GHz 處理器、內顯、16 GB DDR4 2666 MHz，並運行 Windows 11 專業版的個人電腦上進行。在本研究的初期階段，完整的分類流程如下：首先，系統需要從多通道臉部應變感測器採集的原始數據中萃取全部設計的 199 維特徵，這些特徵涵蓋了時域、頻域以及非線性動力學等多個方面；隨後，為了降低模型複雜度並可能提升性能，

還會進行一個基於互信息和 F-score 指標的特徵選擇步驟；最後，選定的特徵子集被送入已訓練的分類模型進行推論。經過測試，這一套原始流程完成單次指令的識別與分類，整體耗時達到了 3184 毫秒。顯然，超過 3 秒的延遲對於期望流暢互動的語音指令系統是難以接受的。

為顯著提升系統的即時反應效能，本研究針對分類處理流程進行了優化，提出並實施了一種「特徵索引載入優先」策略。這一優化具體架構可參見圖 5-23 所示的示意圖，該圖應清晰展示了優化前後特徵計算流程的差異。該策略的核心思想是：在模型的離線訓練階段完成後，不僅保存訓練好的模型本身，同時也將特徵選擇過程中，基於互信息與 F-score 方法篩選出最優特徵子集的索引，即這些特徵在原始 199 維特徵向量中的具體位置預先儲存下來。然後，在系統進入線上即時推論階段時，當新的臉部應變數據傳入，系統不再盲目計算全部 199 維特徵。相反，它會首先載入預存的特徵索引，然後僅針對這些索引所指向的特定特徵進行計算和萃取。這意味著，如果一個原始特徵計算方法僅用於生成一個未被選中的特徵，那麼該計算過程在推論階段就可以被完全跳過，或者僅計算生成所選特徵所必需的中間步驟。而優化後的預測流程圖如圖 5-24。

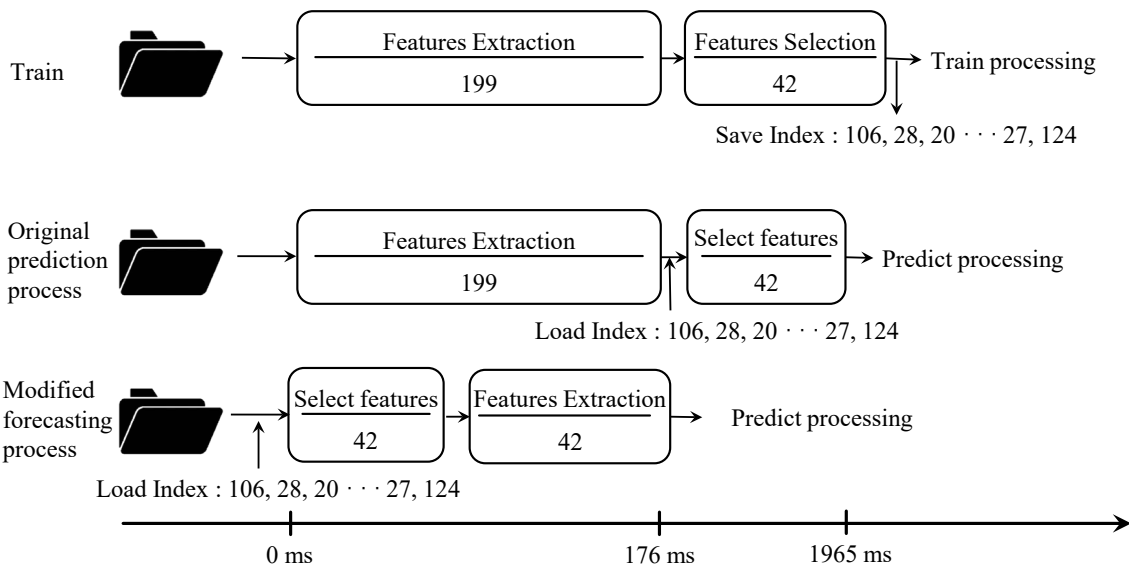


圖 5-23 特徵選擇優化架構示意圖

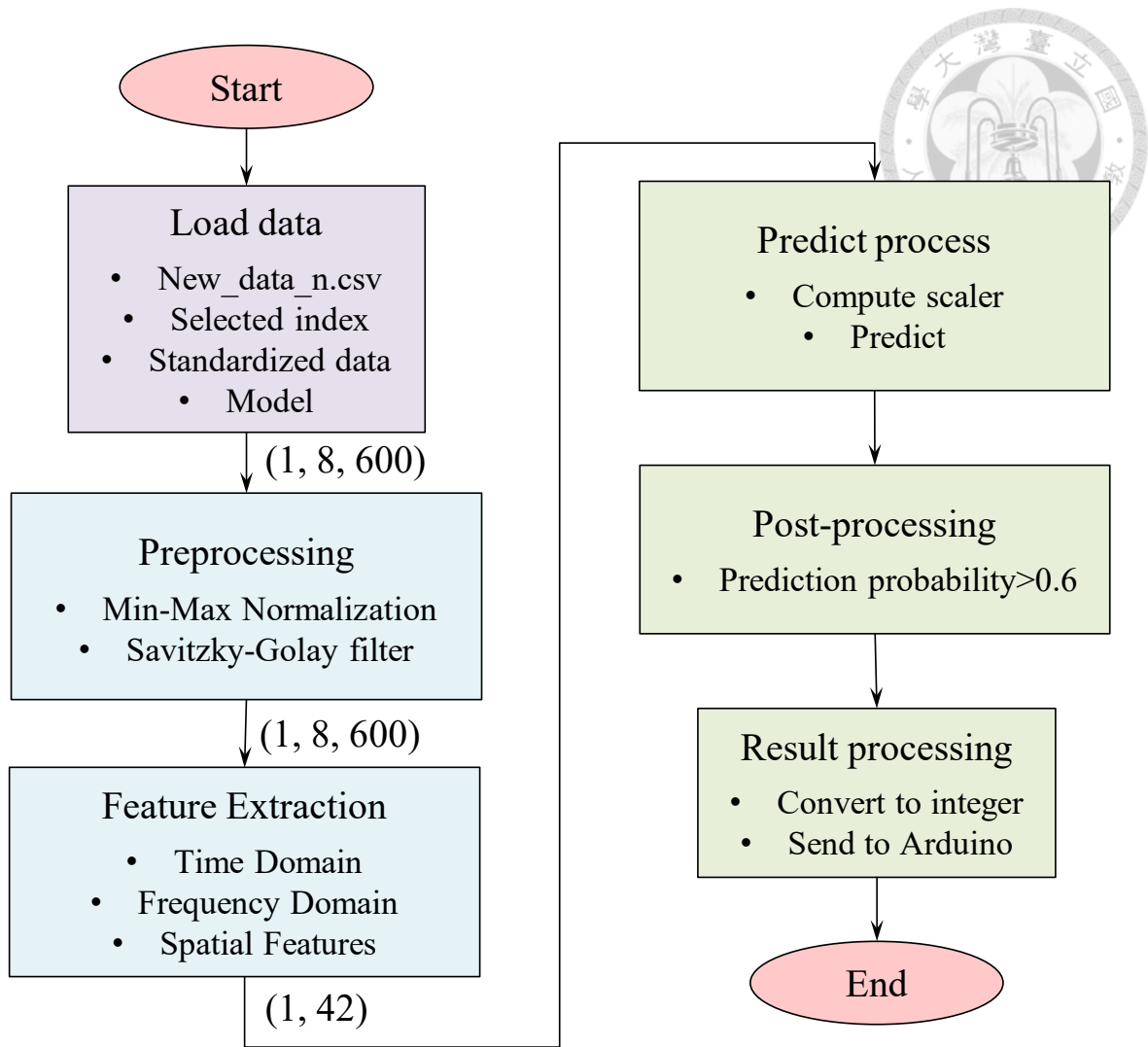


圖 5-24 優化後的預測流程圖

通過實施這一「特徵索引載入優先」策略，系統成功地將單次分類的平均處理時間從原來的 3184 ms 顯著縮短至 1164 ms。儘管 1164 ms 的處理時間相較於某些超低延遲應用仍有進一步優化的空間，但相較於原始流程已有近 63.4% 的降幅，極大地改善了系統的響應速度和用戶體驗。同時，圖 5-25 透過更詳細的時序對照圖，量化展示了新舊兩種處理流程在各個主要環節的時間消耗對比，進一步證明了優化策略的有效性。這一策略的成功實施，證明了在不犧牲分類準確率的前提下，通過精簡推論階段的計算量來提升系統即時性的可行性。

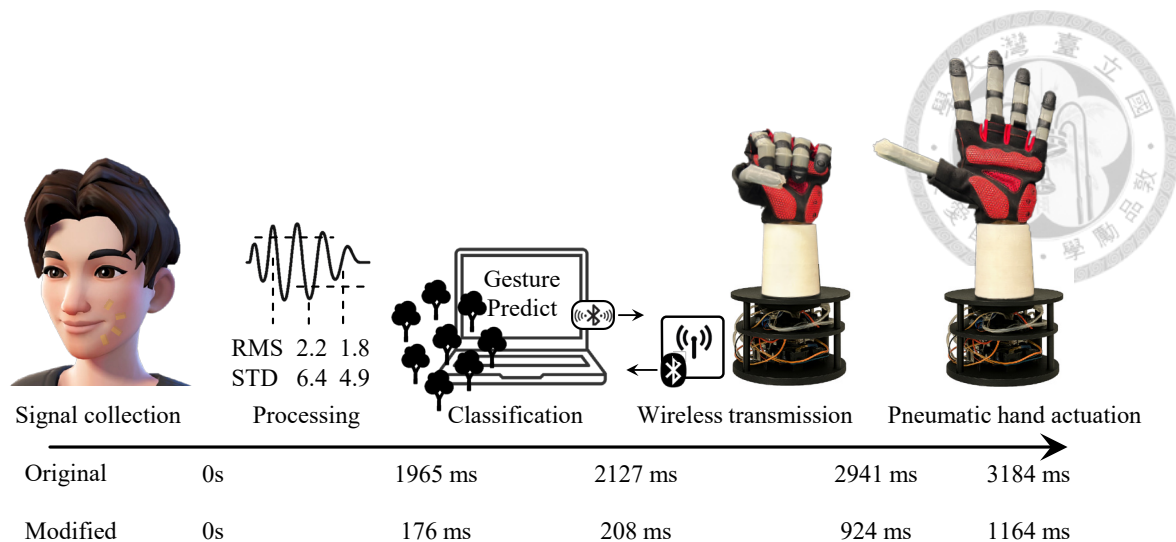


圖 5-25 處理流程時序圖

5.5 系統整合與氣動手掌應用展示

為進一步驗證本研究所開發之可撓式壓阻感測器於無聲語音辨識系統的實際應用效能，本節將詳述感測器、即時辨識系統與氣動仿生手掌的整合成果及其實際運行情形。此整合旨在展示一個完整的人機互動控制迴路，從無聲語音的生理訊號擷取到具體的機械動作執行。

圖 5-26 展示了本研究整合之無聲語音辨識氣動手掌控制系統實體架構。此系統包含多個核心模組，首先是八通道可撓式壓阻感測器與相應的訊號放大電路；其次為資料擷取卡 (National instruments USB-6341)，負責將類比感測訊號轉換為數位訊號；接著是執行即時辨識演算法之電腦主機。此外，系統還包括作為控制中樞的 Arduino 微控制器，用於電腦主機與 Arduino 間無線通訊的 HC-01 藍牙模組，以及氣動仿生手掌及其驅動所需的電磁閥與氣泵，最後是整體系統的電源供應單元。

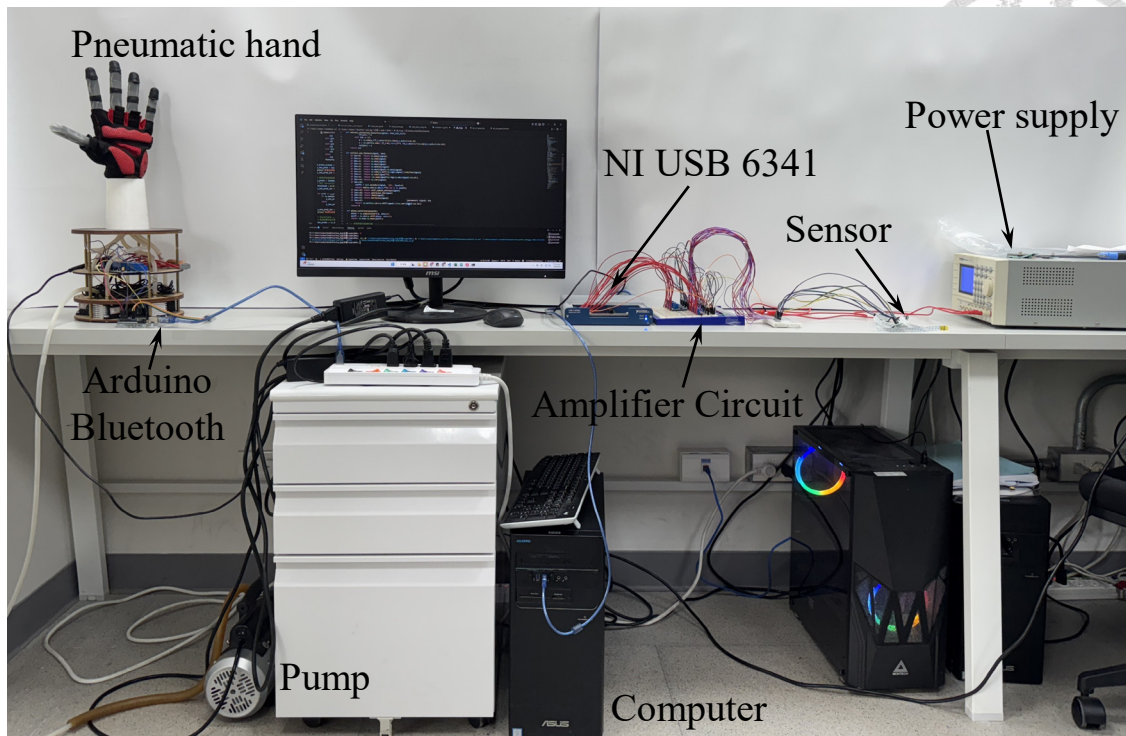


圖 5-26 無聲語音辨識氣動手掌控制系統整合實體架構圖

系統的運作流程如下：首先，佩戴於使用者臉頰的感測器所擷取的表面肌動訊號，經由放大電路進行訊號調理後，透過 NI-DAQ 進行即時數位化擷取。隨後，數位訊號被傳送至電腦主機，進行一系列處理，包括訊號前處理、特徵提取，並由預先訓練完成的隨機森林模型進行分類預測。本系統採用滑動視窗機制，每 0.33 秒擷取一次最新即時數據進行分析與推論。由於視窗之間設定了高度重疊，使得系統即便在使用者尚未完整發出指令的初期階段，亦可能提前完成指令辨識；如此一來，原先預期在完整指令完全結束後才會觸發辨識所造成的延遲情況，在實際操作中便不一定會發生，系統的反應往往能更為即時。分類完成後的語音指令即時透過藍牙模組無線傳輸至 Arduino 控制單元。Arduino 根據接收到的指令，驅動相對應的電磁閥組合，從而精確控制氣動仿生手掌執行指定的手勢動作。此設計確保了整體系統具有極佳的即時反應能力，能有效降低從無聲語音指令下達到手掌動作執行之間的延遲時間。

在本系統的應用實驗中，設定了六個特定的無聲語音指令，每個指令均對應一個獨特的氣動手掌動作，如圖 5-27 所示。具體的指令與動作對應關係為：指令「張開手掌」對應動作，使手掌完全張開；指令「捏取東西」對應動作，實現拇指與食指收攏以模擬捏取；指令「握拳」對應動作，使五指完全收攏握拳；指令「指向上」

對應動作，表現為食指伸直而其餘手指收攏；指令「幸運七」對應動作，比出數字七的手勢；以及指令「比耶」對應動作，使食指與中指伸直。這些手勢是透過 Arduino 控制繼電器模組，進而精確切換各電磁閥的開關狀態，改變空氣在氣動手掌上不同手指的抽器情況，從而完成不同的手勢變化。

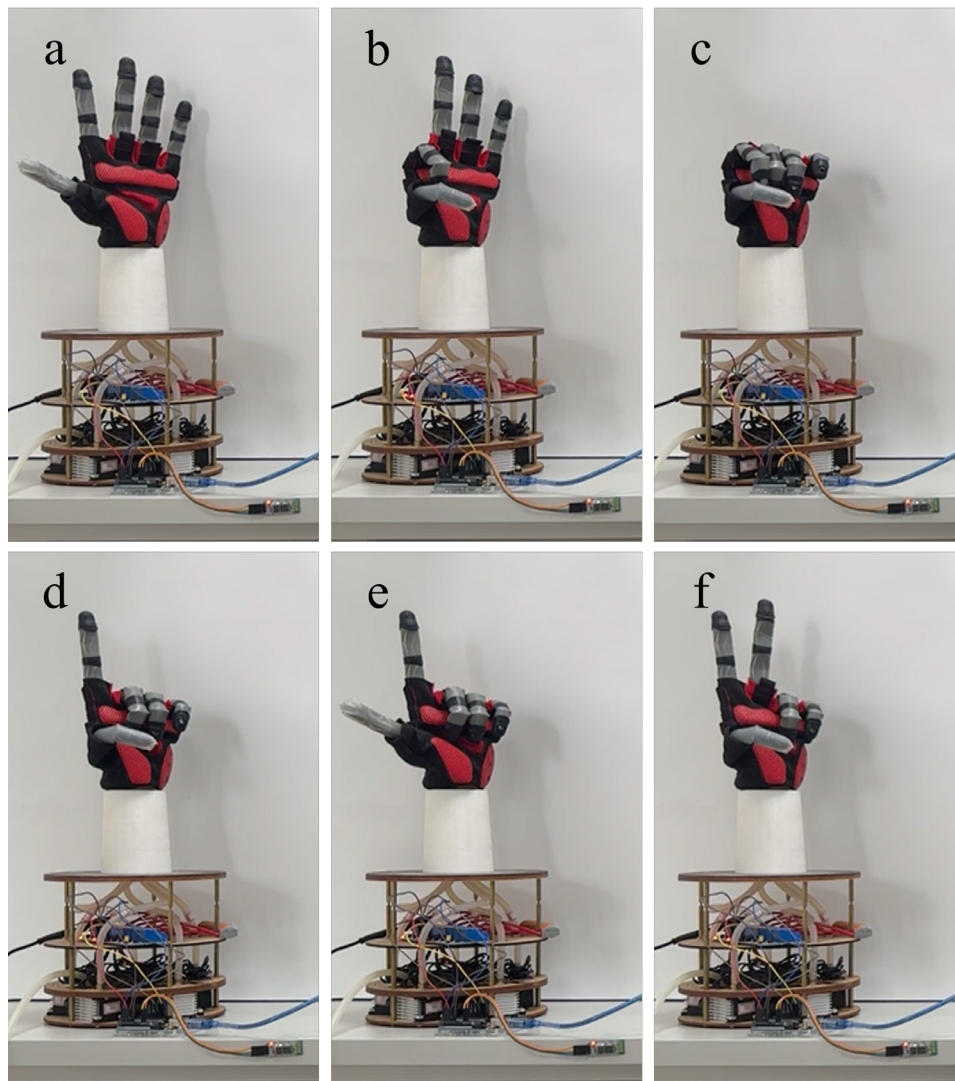


圖 5-27 六組無聲語音指令對應之氣動仿生手掌動作示意圖 (a) 張開手掌 (b) 捏取東西 (c) 握拳 (d) 指向上 (e) 幸運七 (f) 比耶

圖 5-28 展示了實際使用者佩戴本研究開發的感測器，透過臉部肌肉活動發出無聲語音指令，即時控制氣動仿生手掌完成相應動作的時間序列畫面。從序列畫面中可以觀察到，系統能夠準確辨識使用者的無聲指令，並迅速驅動氣動手掌做出對應手勢，驗證了系統在真實操作情境下具備良好的指令辨識準確度與即時互動性。

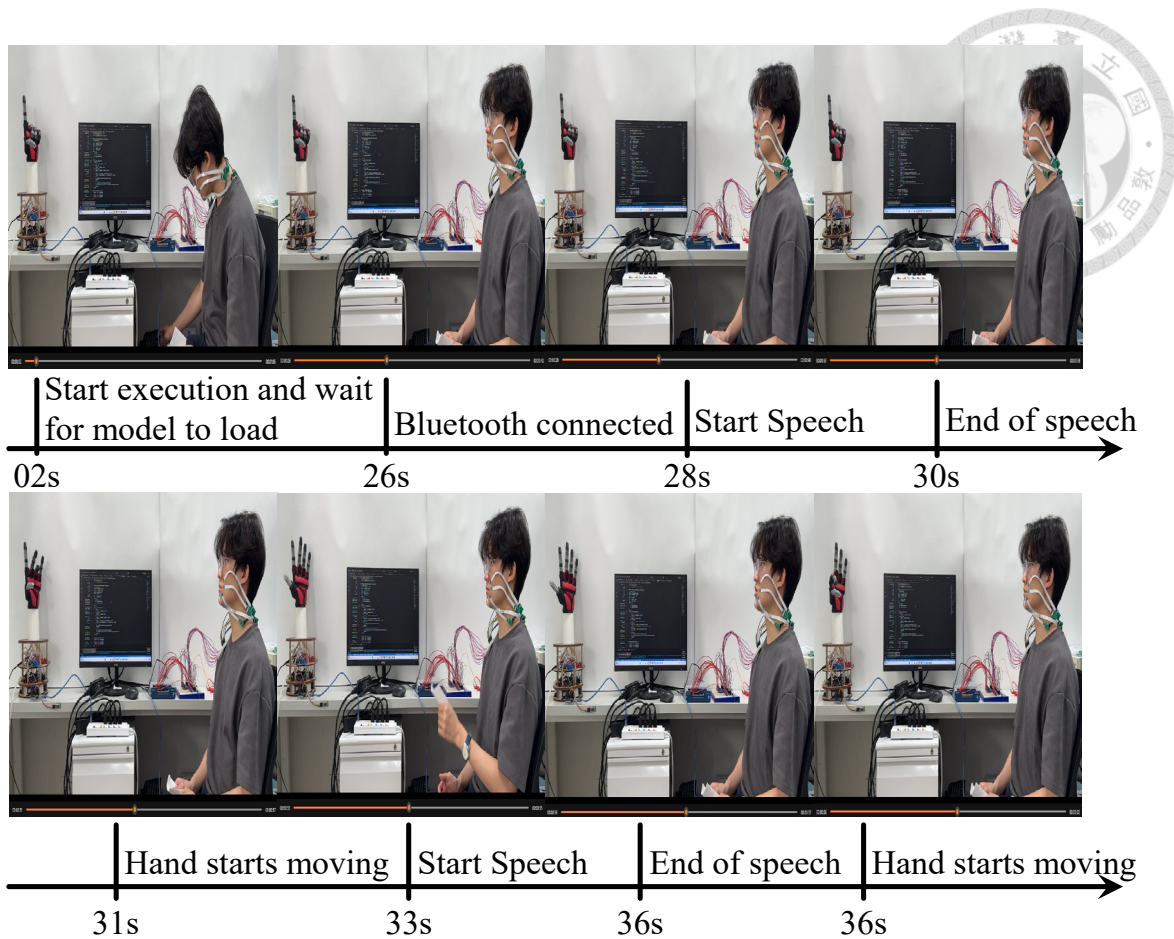


圖 5-28 使用者實際佩戴感測器透過無聲語音指令驅動氣動仿生手掌的即時操作
過程時間序列

此外，為了進一步提高系統在實際應用中的可靠性並降低日常環境中可能發生的誤動作，本研究在模型的後處理階段特別設定了一個最大正確率閾值。當模型輸出的最高分類信心度低於預設值 0.6 時，該次辨識結果將被判定為「無效指令」或「空白指令」，系統將不執行任何手掌動作。此策略有效地降低了由非目標性臉部微小動作或環境噪訊所可能引發的誤觸情形，從而提升了整體系統的穩定性與實用價值。

綜合上述，透過實際系統的整合、操作與展示，充分證明了本研究所開發之基於可撓式壓阻感測器的 SSR 系統，不僅在靜態實驗室條件下能達到高度的辨識準確性，更在動態的即時人機互動應用中展現出優異的性能。此成果突顯了該技術在未來穿戴式人機介面、輔助科技裝置以及遠端智慧控制等領域的廣闊應用潛力與實際可行性。

第6章 結論與未來展望



本章將總結本研究開發之以柔性單晶矽壓阻式應變感測器為核心的無聲語音辨識系統之主要成果，並針對研究限制提出未來可能的研究方向與展望。

6.1 結論

本研究成功開發並驗證了一套創新的無聲語音辨識系統，其核心為自行研製的柔性單晶矽壓阻式應變感測器。此感測器利用厚度僅 175 nm 的單晶矽，整合微影、離子佈植、乾蝕刻及 PDMS 轉印等關鍵製程技術，實現了具備高靈敏度與優異可撓性的柔性結構，此感測器在 15% 拉伸應變下，測得之應變係數高達 1.33；在 30% 拉伸應變下，測得之應變係數高達 5.5，而平均靈敏度為 3.415，且符合文獻提供的數據，成功克服了市售感測器在尺寸、可撓性與空間解析度上的限制。此設計使其能夠精確量測使用者說話時，臉部肌肉活動所產生的微小表面應變變化，所擷取的生理訊號展現出良好的穩定性與可重複性。

相較於追求完整語音辨識、需處理龐大運算而耗時耗能的通用型複雜系統，本研究另闢蹊徑，採取一種目標導向的精簡化策略，專注於有限但關鍵的指令集辨識，以追求快速、高效的反應。此策略不僅大幅降低了系統的運算負擔，更使其在即時人機互動應用中具備顯著優勢。在訊號處理與辨識方面，本研究建構了多通道訊號處理架構。從感測器量測到的原始訊號中，系統性地萃取了涵蓋時域、頻域、非線性及空間等多面向特徵，構成一個高達 199 維度的完整特徵集。透過 F-score 與互資訊等系統化的特徵選擇方法，有效降低了特徵維度，從而減少後續模型的運算複雜度並提升訊號處理的整體效率。在分類階段，本研究建立了完善的機器學習流程，並對多種分類模型進行了比較與評估。實驗結果顯示，以隨機森林作為主要分類模型時，系統的平均總體準確率可達到 91.1%，macro-F1 分數亦高達 0.91，展現出卓越的分類效能。此外，本研究亦分析比較了支持向量機與積體學習模型的表現，進一步凸顯了 RF 模型在本研究應用場景中的分類優勢與系統適用性。

為了有效區分使用者意圖的目標指令與日常生活中可能發生的非指令性語音或口部動作，本研究特別設計了「空白指令」類別。為確保模型的泛化能力與穩健性，本研究納入了三位受試者，共收集了 1008 筆有效資料。資料集中不僅包含目

標指令，更刻意收集了嘴型相似的詞彙作為干擾項，以增強模型在真實情境中的判別能力。透過在訓練資料中佔據 50% 的「空白指令」以及設定最大正確率閾值的後處理策略，對 168 筆正確指令與 168 筆錯誤、非指令資料進行測試，結果顯示此機制能有效避免非指令語音導致的誤觸發問題，顯著提升了系統在實際應用中的可靠性與實用性，證明此系統設計可適用於不同使用者。

在硬體整合與系統應用驗證方面，本系統成功結合了 NI USB-6341 資料擷取設備、HC-01 藍牙無線通訊模組、Arduino 微控制器以及氣動仿生手掌模組，完成了即時無聲語音命令辨識與對应手勢動作控制的完整驗證。系統透過每 0.33 秒進行一次即時分類，在實際操作中並無明顯的控制延遲，有效地證明了以無聲語音控制氣動手掌的可行性與穩定性。最終，本研究成功展示了六種不同的無聲語音指令，「張開手掌」、「握拳」、「指向上」、「捏取東西」、「幸運七」及「比耶」與氣動手掌做出相应手勢的對應關係，驗證了本系統在智慧助理、醫療輔具、以及先進人機互動界面等領域的巨大應用潛力。為進一步了解本研究所提出之技術路線的獨特性與優勢，本節將回顧並比較其他常見的無聲語音辨識技術。表 6-1 所示，我們將從感測原理、模型、準確度及實際應用等多個維度，對表面肌電圖、應變規等主流方法進行系統性的整理與分析。

表 6-1 感測方式與技術相關文獻比較

Ref.	感測方式	厚度	詞彙數量	模型	準確度	實際應用
[1]	sEMG	30 μm	5	CNN	95.2%	語音辨識
[2]	sEMG		100	CNN	92%	操控電腦
[3]	手部應變規	500 μm	6	SVM	97.5%	手錶控制
[5]	sEMG		無	GRNN	89%	嘴唇重建
[6]	壓電應變規	1.9 μm	6	KNN-DTW	65.5%	語音辨識
[10]	EEG, EMG, EOG, EDA		無	DNN	76%	微睡眠檢測
[12]	口罩應變規		21	LightGBM	84.4%	語音辨識
[16]	臉部應變規	300 nm	100	CNN	87.53%	語音辨識
[23]	超音波、光學		2390	HMM	54.4%	語音辨識
[25]	超音波、光學		2569	HMM	77%	語音辨識
[30]	EEG		5	HMM	45.5%	辨識及順序分析
[49]	喉部壓電應變	110 μm	25	SVM	90.86%	語音辨識

本研究	臉部應變規	175 nm	6	RF	91.1%	氣動手掌控制
-----	-------	--------	---	----	-------	--------

整體而言，本研究完整地展示了將柔性壓阻式感測技術與機器學習演算法相結合，並應用於即時氣動控制的可行性與重要價值，為未來穿戴式人機介面的研究與發展，提供了一個堅實的技術基礎與明確的技術路徑。

6.2 未來展望

本研究成功驗證以柔性單晶矽壓阻感測器為基礎的無聲語音辨識系統，並展現其應用潛力。為使本系統更臻完善並拓展其應用廣度，未來研究可朝下列方向持續精進：

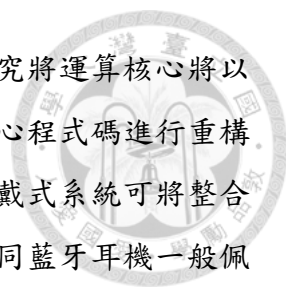
一、資料庫擴增與多元化

本研究當前的分類模型雖已透過三位受試者的資料進行訓練與驗證，展現了良好的泛化能力。然而，我們認知到，當此系統應用於語言障礙人士時，其臉部肌肉的激活模式、強度與協調性可能與健康受試者存在顯著差異。因此，一個在健康使用者身上訓練的通用模型，直接應用於患者身上時，辨識準確率可能會下降。為解決此問題，本系統的未來應用框架並非旨在建立一個適用於所有人的單一模型，而是設計為一個可進行快速個人化訓練的自適應輔助系統。此個人化訓練的模式，確保了無論使用者的生理條件如何，系統都能學習並適應其獨特的訊號特徵，從而最大化輔助溝通的效益與準確性。這也使得本系統在作為醫療輔具或復健工具時，具備了更高的臨床實用價值與可行性。

二、特徵提取技術與分類模型優化

在特徵工程與模型建構方面，除了持續優化現有的特徵選擇方法外，可考慮引進積體學習機制，如投票式或堆疊式分類策略，以增強系統對於環境雜訊及其他干擾訊號的抗性。同時，建議積極評估並導入更先進且具備更佳泛化能力的分類演算法，例如長短期記憶網路或輕量級梯度提升機 (LightGBM) 等深度學習模型。這類模型對於處理更龐大的詞彙庫及更複雜的語音模式具有優勢，能滿足未來更大規模辨識任務的需求。

三、即時邊緣運算系統之開發



為了實現系統的便攜性、低延遲及即時反應能力，未來可研究將運算核心將以微控制器製作，將訊號濾波、特徵萃取及隨機森林分類模型等核心程式碼進行重構與優化，使其能在資源受限的嵌入式環境中高效運行。設計成穿戴式系統可將整合後的電路、資料擷取等元件收納於一個輕巧的穿戴式外殼中，如同藍牙耳機一般佩戴。進行邊緣端的即時訊號處理與辨識。此舉能有效降低對外部電腦運算資源及網路傳輸的依賴。配合邊緣運算，亦需同步探索適用於資源受限環境的輕量化模型設計。辨識完成後的關鍵指令可直接透過模組內的藍牙晶片無線傳輸至氣動手掌或其他需控制的終端設備，最終實現一個從訊號感測、邊緣運算到無線控制一體化的完整、獨立且高效的穿戴式無聲語音辨識解決方案。

四、拓展多元實際應用場域

本研究所開發的無聲語音辨識系統在多個應用領域展現了良好的發展潛力。在醫療輔具方面，可望輔助因發聲障礙或行動不便的人士，透過直觀便捷的無聲方式進行日常溝通與環境控制。於智慧家庭場景中，則可作為夜間或需保持安靜的公共空間中，一種避免干擾他人的無聲互動解決方案。未來更可積極探索與擴增實境及各類穿戴式裝置的整合，提供更為隱私且操作直覺的手勢或語音輸入介面，滿足未來智慧化互動對於高便利性、高隱私性的需求。為進一步提升系統穩定性與可靠性，亦應考量環境因素的影響，包括研究與抑制電磁波干擾，透過研究電磁波的干擾機制，並設計相應的遮蔽或濾波策略，可有效提高系統於各類環境中的穩定性。以及建立溫度補償校正元件，以減少溫度變化對感測訊號的影響，確保系統在各種環境下皆能維持高度準確與穩定的表現，進一步提升其應用價值與未來商業潛力。

五、多種感測結合以實現更細節控制

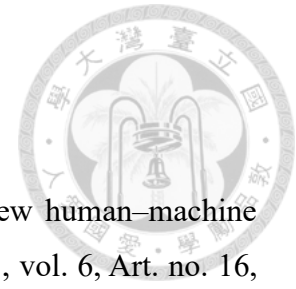
本研究已驗證透過臉部表面應變訊號進行指令辨識的可行性。然而，若要將此系統應用於更複雜的人機互動場景，例如控制機械手掌進行不同力度的抓握、或操控機器人手臂進行多軸向的精細運動，單純的指令分類是不足的。因此在未來系統規劃導入多模態感測融合策略，整合不同來源的生理訊號，必須能夠解讀更為豐富且連續的控制意圖，像是量測喉嚨的震動或是頭部的傾斜等，製作出更細節的控制。

總體而言，本研究建立的無聲語音辨識系統雛形，無論在輔助醫療、人機互動創新或智慧裝置整合等領域，均具備高度的擴展性與應用潛力。未來將持續以此為

基礎，推動智慧互動與無聲語音辨識技術的創新與實踐，開拓更多元的應用可能性。

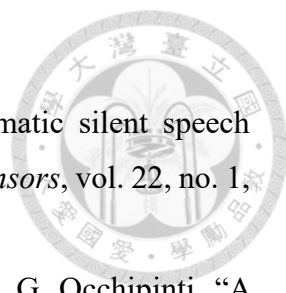


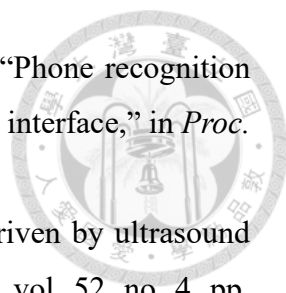
參考文獻

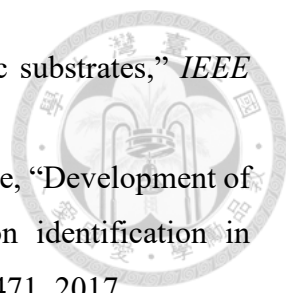


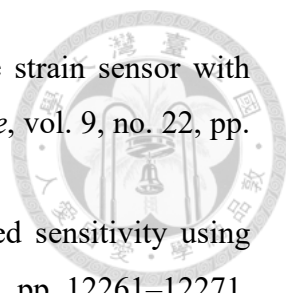
- [1] H. Liu *et al.*, “An epidermal sEMG tattoo-like patch as a new human–machine interface for patients with loss of voice,” *Microsyst. Nanoeng.*, vol. 6, Art. no. 16, 2020.
- [2] A. Kapur, S. Kapur, and P. Maes, “Alterego: A personalized wearable silent speech interface,” in *Proc. 23rd Int. Conf. Intelligent User Interfaces*, 2018, pp. 43–53.
- [3] S.-W. Byun and S.-P. Lee, “Implementation of hand gesture recognition device applicable to smart watch based on flexible epidermal tactile sensor array,” *Micromachines*, vol. 10, no. 10, Art. no. 692, Oct. 2019.
- [4] O. A. Araromi *et al.*, “Ultra-sensitive and resilient compliant strain gauges for soft machines,” *Nature*, vol. 587, pp. 219–224, Nov. 2020.
- [5] M. Eskes *et al.*, “Predicting 3D lip shapes using facial surface EMG,” *PLOS ONE*, vol. 12, no. 4, Art. no. e0175025, Apr. 2017.
- [6] T. Sun *et al.*, “Decoding of facial strains via conformable piezoelectric interfaces,” *Nat. Biomed. Eng.*, vol. 4, pp. 954–972, Oct. 2020.
- [7] R. Maiti *et al.*, “In vivo measurement of skin surface strain and sub-surface layer deformation induced by natural tissue stretching,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 62, pp. 556–569, 2016.
- [8] D. R. Brown III, R. Ludwig, A. Pelteku, G. Bogdanov, and K. Keenaghan, “A novel non-acoustic voiced speech sensor,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 15, no. 7, pp. 1291–1299, July 2004.
- [9] D. R. Brown, K. Keenaghan, and S. Desimini, “Measuring glottal activity during voiced speech using a tuned electromagnetic resonating collar sensor,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 16, no. 11, pp. 2381–2390, Nov. 2005.
- [10] N. Pham *et al.*, “Detection of microsleep events with a behind-the-ear wearable system,” *IEEE Trans. Mobile Comput.*, vol. 22, no. 2, pp. 841–857, Feb. 2023.
- [11] D. M. E. Freeman and A. E. G. Cass, “A perspective on microneedle sensor arrays for continuous monitoring of the body's chemistry,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 121, no. 7, Art. no. 070501, Aug. 2022.
- [12] Y. Kunimi *et al.*, “E-mask: A mask-shaped interface for silent speech interaction with flexible strain sensors,” in *Proc. Augmented Humans Int. Conf. 2022*, March

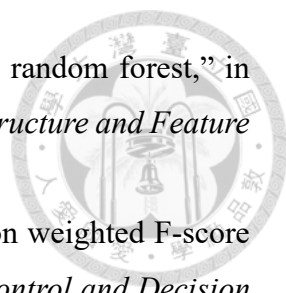
2022, pp. 26–34.

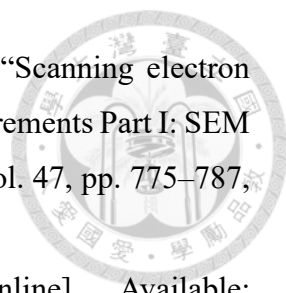
- 
- [13] D. Ravenscroft *et al.*, “Machine learning methods for automatic silent speech recognition using a wearable graphene strain gauge sensor,” *Sensors*, vol. 22, no. 1, Art. no. 299, Dec. 2021.
- [14] D. Ravenscroft, I. Prattis, T. Kandukuri, Y. A. Samad, and L. G. Occhipinti, “A wearable graphene strain gauge sensor with haptic feedback for silent communications,” in *Proc. 2021 IEEE Int. Conf. Flexible and Printable Sensors and Systems (FLEPS)*, June 2021, pp. 1–4.
- [15] B. Denby *et al.*, “Silent speech interfaces,” *Speech Commun.*, vol. 52, no. 4, pp. 270–287, 2010.
- [16] T. Kim *et al.*, “Ultrathin crystalline-silicon-based strain gauges with deep learning algorithms for silent speech interfaces,” *Nat. Commun.*, vol. 13, Art. no. 5815, Sep. 2022.
- [17] Y. Wang *et al.*, “All-weather, natural silent speech recognition via machine-learning-assisted tattoo-like electronics,” *npj Flex. Electron.*, vol. 5, Art. no. 20, Aug. 2021.
- [18] Y. Wang *et al.*, “A durable nanomesh on-skin strain gauge for natural skin motion monitoring with minimum mechanical constraints,” *Sci. Adv.*, vol. 6, no. 33, Art. no. eabb7043, 2020.
- [19] M. Abdoli-Eramaki, C. Damecour, J. Christenson, and J. Stevenson, “The effect of perspiration on the sEMG amplitude and power spectrum,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 22, no. 6, pp. 908–913, 2012.
- [20] S. Han *et al.*, “Multiscale nanowire-microfluidic hybrid strain sensors with high sensitivity and stretchability,” *npj Flex. Electron.*, vol. 2, Art. no. 16, 2018.
- [21] T. Hueber *et al.*, “Eigentongue feature extraction for an ultrasound-based silent speech interface,” in *Proc. IEEE Int. Conf. Acoust., Speech, Signal Process. (ICASSP)*, Honolulu, HI, USA, vol. 1, 2007, pp. 1245–1248.
- [22] T. Hueber, G. Chollet, B. Denby, M. Stone, and L. Zouari, “Ouisper: Corpus based synthesis driven by articulatory data,” in *Proc. Int. Congr. Phonetic Sci.*, Saarbrücken, Germany, 2007, pp. 2193–2196.
- [23] T. Hueber, G. Chollet, B. Denby, G. Dreyfus, and M. Stone, “Continuous-speech phone recognition from ultrasound and optical images of the tongue and lips,” in *Proc. Interspeech*, Antwerp, Belgium, 2007, pp. 658–661.

- 
- [24] T. Hueber, G. Chollet, B. Denby, G. Dreyfus, and M. Stone, “Phone recognition from ultrasound and optical video sequences for a silent speech interface,” in *Proc. Interspeech*, Brisbane, Australia, 2008, pp. 2032–2035.
 - [25] T. Hueber *et al.*, “Development of a silent speech interface driven by ultrasound and optical images of the tongue and lips,” *Speech Commun.*, vol. 52, no. 4, pp. 288–300, 2010.
 - [26] J. S. Perkell *et al.*, “Electromagnetic midsagittal articulometer systems for transducing speech articulatory movements,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 92, no. 6, pp. 3078–3096, 1992.
 - [27] P. Hoole and N. Nguyen, “Electromagnetic articulography in coarticulation research,” *Forschungsber. Inst. Phonet. Sprachl. Kommun. Univ. München*, vol. 35, pp. 177–184, 1997.
 - [28] S. C. S. Jou, T. Schultz, M. Walliczek, F. Kraft, and A. Waibel, “Towards continuous speech recognition using surface electromyography,” in *Proc. Interspeech*, Sep. 2006, pp. 573–576.
 - [29] T. Schultz and M. Wand, “Modeling coarticulation in EMG-based continuous speech recognition,” *Speech Commun.*, vol. 52, no. 4, pp. 341–353, 2010.
 - [30] A. Porbadnigk, M. Wester, J. Calliess, and T. Schultz, “EEG-based speech recognition—impact of temporal effects,” in *Proc. Int. Conf. Bio-Inspired Systems and Signal Processing (BIOSIGNALS)*, vol. 1, Jan. 2009, pp. 376–381.
 - [31] Y.-S. Moon, I.-C. Ryu, W.-H. Son, S.-H. Lee, and S.-Y. Choi, “Stress-endurable temperature sensor designed for temperature compensation on a pressure sensor,” *Sensors Mater.*, vol. 27, no. 1, pp. 125–133, 2015.
 - [32] N. Lu, C. Lu, S. Yang, and J. Rogers, “Highly sensitive skin-mountable strain gauges based entirely on elastomers,” *Adv. Funct. Mater.*, vol. 22, no. 19, pp. 4044–4050, 2012.
 - [33] W. Yan *et al.*, “Giant gauge factor of Van der Waals material based strain sensors,” *Nat. Commun.*, vol. 12, Art. no. 2018, Apr. 2021.
 - [34] J. Ramírez, D. Rodriguez, A. D. Urbina, A. M. Cardenas, and D. J. Lipomi, “Combining high sensitivity and dynamic range: Wearable thin-film composite strain sensors of graphene, ultrathin palladium, and PEDOT: PSS,” *ACS Appl. Nano Mater.*, vol. 2, no. 4, pp. 2222–2229, 2019.
 - [35] S. M. Won *et al.*, “Piezoresistive strain sensors and multiplexed arrays using

- 
- assemblies of single-crystalline silicon nanoribbons on plastic substrates,” *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. 58, no. 11, pp. 4074–4078, 2011.
- [36] C. Zizoua, M. Raison, S. Boukhenous, M. Attari, and S. Achiche, “Development of a bracelet with strain-gauge matrix for movement intention identification in traumatic amputees,” *IEEE Sens. J.*, vol. 17, no. 8, pp. 2464–2471, 2017.
- [37] V. Kedambaimoole *et al.*, “MXene wearables: Properties, fabrication strategies, sensing mechanism and applications,” *Mater. Adv.*, vol. 3, no. 9, pp. 3784–3808, 2022.
- [38] D. Xiang *et al.*, “Flexible strain sensors with high sensitivity and large working range prepared from biaxially stretched carbon nanotubes/polyolefin elastomer nanocomposites,” *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 140, no. 4, Art. no. e53371, 2023.
- [39] M. K. Kim *et al.*, “Flexible submental sensor patch with remote monitoring controls for management of oropharyngeal swallowing disorders,” *Sci. Adv.*, vol. 5, no. 12, Art. no. eaay3210, 2019.
- [40] S. Yao *et al.*, “Nanomaterial-enabled flexible and stretchable sensing systems: Processing, integration, and applications,” *Adv. Mater.*, vol. 32, no. 15, Art. no. 1902343, 2020.
- [41] H. Yang *et al.*, “Wireless $\text{Ti}_3\text{C}_2\text{T}_x$ MXene strain sensor with ultrahigh sensitivity and designated working windows for soft exoskeletons,” *ACS Nano*, vol. 14, no. 9, pp. 11860–11875, 2020.
- [42] Z. Yuan *et al.*, “Wrinkle structured network of silver-coated carbon nanotubes for wearable sensors,” *Nanoscale Res. Lett.*, vol. 14, pp. 1–8, 2019.
- [43] D.-H. Kim *et al.*, “Epidermal electronics,” *Science*, vol. 333, no. 6044, pp. 838–843, 2011.
- [44] C. Wang *et al.*, “Stretchable, multifunctional epidermal sensor patch for surface electromyography and strain measurements,” *Adv. Intell. Syst.*, vol. 3, no. 11, Art. no. 2100031, 2021.
- [45] C. S. Smith, “Piezoresistance effect in germanium and silicon,” *Phys. Rev.*, vol. 94, no. 1, pp. 42–49, Apr. 1954.
- [46] Y. Kanda, “A graphical representation of the piezoresistance coefficients in silicon,” *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. 29, no. 1, pp. 64–70, 1982.
- [47] K. Sim *et al.*, “High fidelity tape transfer printing based on chemically induced adhesive strength modulation,” *Sci. Rep.*, vol. 5, Art. no. 16133, Nov. 2015.

- 
- [48] H. Park *et al.*, “A skin-integrated transparent and stretchable strain sensor with interactive color-changing electrochromic displays,” *Nanoscale*, vol. 9, no. 22, pp. 7631–7640, 2017.
 - [49] Z. Yan *et al.*, “Stretchable micromotion sensor with enhanced sensitivity using serpentine layout,” *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 11, no. 13, pp. 12261–12271, 2019.
 - [50] J. L. Carter, C. A. Kelly, J. E. Marshall, and M. J. Jenkins, “Effect of thickness on the electrical properties of PEDOT:PSS/Tween 80 films,” *Polym. J.*, vol. 56, no. 2, pp. 107–114, 2024.
 - [51] C.-H. Tseng *et al.*, “Electropolymerized poly (3,4-ethylenedioxythiophene)/screen-printed reduced graphene oxide–chitosan bilayer electrodes for flexible supercapacitors,” *ACS Omega*, vol. 6, no. 25, pp. 16455–16464, 2021.
 - [52] H. Yoo *et al.*, “Silent speech recognition with strain sensors and deep learning analysis of directional facial muscle movement,” *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 14, no. 48, pp. 54157–54169, 2022.
 - [53] Y. Deng, J. T. Heaton, and G. S. Meltzner, “Towards a practical silent speech recognition system,” in *Proc. Interspeech*, Sep. 2014, pp. 1164–1168.
 - [54] J. R. Vergara and P. A. Estévez, “A review of feature selection methods based on mutual information,” *Neural Comput. Appl.*, vol. 24, pp. 175–186, 2014.
 - [55] M.-K. Liu, Y.-T. Lin, Z.-W. Qiu, C.-K. Kuo, and C.-K. Wu, “Hand gesture recognition by a MMG-based wearable device,” *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 24, pp. 14703–14712, 2020.
 - [56] N. Kim, T. Lim, K. Song, S. Yang, and J. Lee, “Stretchable multichannel electromyography sensor array covering large area for controlling home electronics with distinguishable signals from multiple muscles,” *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 8, no. 32, pp. 21070–21076, 2016.
 - [57] M. Kim, B. Cao, T. Mau, and J. Wang, “Speaker-independent silent speech recognition from flesh-point articulatory movements using an LSTM neural network,” *IEEE/ACM Trans. Audio, Speech, Lang. Process.*, vol. 25, no. 12, pp. 2323–2336, 2017.
 - [58] H. Peng, F. Long, and C. Ding, “Feature selection based on mutual information criteria of max-dependency, max-relevance, and min-redundancy,” *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 27, no. 8, pp. 1226–1238, 2005.

- 
- [59] J. Rogers and S. Gunn, “Identifying feature relevance using a random forest,” in *Proc. Int. Stat. Optim. Perspect. Workshop: Subspace, Latent Structure and Feature Selection*, Berlin, Germany: Springer, 2005, pp. 173–184.
 - [60] P. Tao, H. Yi, C. Wei, L. Y. Ge, and L. Xu, “A method based on weighted F-score and SVM for feature selection,” in *Proc. 2013 25th Chinese Control and Decision Conf.*, May 2013, pp. 4287–4290.
 - [61] J. A. Gonzalez-Lopez, A. Gomez-Alanis, J. M. M. Doñas, J. L. Pérez-Córdoba, and A. M. Gomez, “Silent speech interfaces for speech restoration: A review,” *IEEE Access*, vol. 8, Art. no. 177995, Sep. 2020.
 - [62] 鄧麒宏, “易於辨識的手勢之分析,” 國立清華大學資訊工程學系碩士論文, pp. 1-19, Nov. 2014.
 - [63] D. V. S. Reddy and T. R. Kumar, “Soft spoken murmur analysis using novel random forest algorithm compared with convolutional neural network for improving accuracy,” *SPAST Rep.*, vol. 1, no. 3, pp. 1–9, 2024.
 - [64] M. Zhang *et al.*, “Inductive conformal prediction for silent speech recognition,” *J. Neural Eng.*, vol. 17, no. 6, Art. no. 066019, 2020.
 - [65] M. Matsumoto and J. Hori, “Classification of silent speech using support vector machine and relevance vector machine,” *Appl. Soft Comput.*, vol. 20, pp. 95–102, 2014.
 - [66] F. Qi, C. Bao, and Y. Liu, “A novel two-step SVM classifier for voiced/unvoiced/silence classification of speech,” in *Proc. 2004 Int. Symp. Chinese Spoken Lang. Process.*, Dec. 2004, pp. 77–80.
 - [67] S. Nassimi, N. Mohamed, W. AbuMoghli, and M. W. Fakhr, “Silent speech recognition with Arabic and English words for vocally disabled persons,” *Int. J. Adv. Res. Artif. Intell.*, vol. 3, no. 6, pp. 1–5, 2014.
 - [68] J. Wu *et al.*, “A novel silent speech recognition approach based on parallel inception convolutional neural network and Mel frequency spectral coefficient,” *Front. Neurorobot.*, vol. 16, Art. no. 971446, 2022.
 - [69] R. He, J. Cheng, and F. Wang, “Lithography equipment,” in *Handbook of Integrated Circuit Industry*, 2023, pp. 1327–1359.
 - [70] N. P. Mphasha and M. S. Rabothata, “Advanced surface modification techniques,” in *Surface Engineering – Foundational Concepts, Techniques and Future Trends*. London, UK: IntechOpen, 2025, ch. 70.

- 
- [71] M. A. Sutton, N. Li, D. C. Joy, A. P. Reynolds, and X. Li, “Scanning electron microscopy for quantitative small and large deformation measurements Part I: SEM imaging at magnifications from 200 to 10,000,” *Exp. Mech.*, vol. 47, pp. 775–787, 2007.
- [72] “I-V characteristic curves,” *ElectronicsTutorials*. [Online]. Available: <https://www.electronics-tutorials.ws/blog/i-v-characteristic-curves.html>. [Accessed: May 8, 2025].
- [73] P. Karthikeyan, B. Babu, K. Siva, and S. Chellamuthu, “Experimental investigation on mechanical behavior of carbon nanotubes–alumina hybrid epoxy nanocomposites,” *Dig. J. Nanomater. Biostruct.*, vol. 11, no. 2, pp. 625–632, 2016.
- [74] National Instruments, *PCIe/PXIe/USB-63xx Device Features*, Feb. 2018. [Online]. Available: <https://docs-be.ni.com/bundle/pcie-pxie-usb-63xx-features/raw/resource/enus/370784k.pdf>. [Accessed: May 8, 2025].
- [75] C.-W. O. Yang *et al.*, “Enhancing the versatility and performance of soft robotic grippers, hands, and crawling robots through three-dimensional-printed multifunctional buckling joints,” *Soft Robot.*, vol. 11, no. 5, pp. 741–754, 2024.
- [76] KemLab Inc., *APOL-LO 3200 Data Sheet*, Apr. 2018. [Online]. Available: https://www.kemlab.com/files/ugd/5b8579_a8dd77c4036e4f199a9a6c899311b7c8.pdf. [Accessed: May 8, 2025].
- [77] C.-H. Lee, W.-C. Tsai, and J.-C. Chuang, “Mechanical reliability of high-power modules via simulation-based machine learning,” *Eng. Appl. Artif. Intell.*, vol. 142, Art. no. 111019, Aug. 2025.
- [78] S. Huang *et al.*, “Ultraminiaturized stretchable strain sensors based on single silicon nanowires for imperceptible electronic skins,” *Nano Lett.*, vol. 20, no. 4, pp. 2478–2485, Apr. 2020.
- [79] A. Altmann, L. Tološi, O. Sander, and T. Lengauer, “Permutation importance: a corrected feature importance measure,” *Bioinformatics*, vol. 26, no. 10, pp. 1340–1347, May 2010.
- [80] S. Yang and N. Lu, “Gauge Factor and Stretchability of Silicon-on-Polymer Strain Gauges,” *Sensors*, vol. 13, no. 7, pp. 8577–8594, 2013.