



國立中山大學 機械與機電工程學系

碩士論文

Department of Mechanical and Electro-mechanical Engineering  
National Sun Yat-sen University  
Master Thesis

工業用 PET 聚脂基觸控薄膜於溫度、離子濃度、酸鹼  
度檢測及其製程技術開發

Temperature, Ionic Strength and pH Detections Utilizing  
Industrial PET Touch Panel Film and Its Manufacturing Process

研究生：高尉馨

Wei-Sin Kao

指導教授：林哲信 博士

Dr. Che-Hsin Lin

中華民國 106 年 07 月

July 2017

國立中山大學研究生學位論文審定書

本校機械與機電工程學系碩士班

研究生高尉馨（學號：M043020037）所提論文

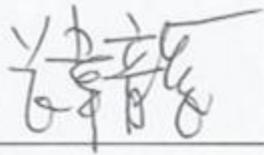
工業用PET聚脂基觸控薄膜於溫度、離子濃度、酸鹼度檢測及其製程技術開發

Temperature, Ionic Strength and pH Detections Utilizing Industrial PET Touch Panel Film and Its Manufacturing Process

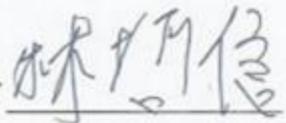
於中華民國 106 年 7 月 26 日經本委員會審查並舉行口試，符合碩士學位論文標準。

學位考試委員簽章：

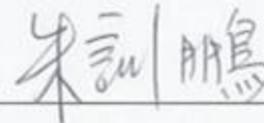
召集人 曾韋龍



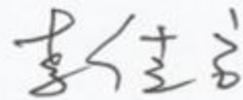
委員 林哲信



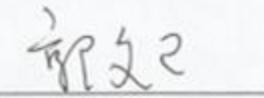
委員 朱訓鵬



委員 李佳言



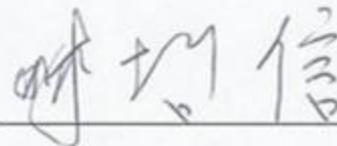
委員 郭文正



委員

\_\_\_\_\_

指導教授(林哲信)



(簽名)

## 中文摘要

本研究提出使用高穩定銻錫氧化觸控薄膜應用於溫度、酸鹼度及電導度三者特性開發與量測，改良前人穩定性不高的濕式王水蝕刻製程，採用快速雷射取代，在酸鹼感測晶片上，使用雷射加工的方式，定義出溫度及電導度的電極圖形，此製程不僅大幅縮短晶片製程時間，也提高晶片加工後電極與電極間絕緣穩定性，使整體晶片可微小化。晶片後端量測架構中，酸鹼度感測部份，改良前人酸鹼量測中延伸式閘極場效電晶體(Extended-Gate Field Effect Transistor)架構，使用經過挑選的市售電晶體，搭配本研究開發穩定 I - V 轉換電路，得以作為穩定後端特性量測。溫度及電導度部份，連接市售電錶作為特性量測。在晶片連結部份，本研究使用 6 pin 軟性電路板(Flexible Printed Circuit, FPC)連接器作為電路與晶片電極連接橋梁，與其它市售腳位較平坦的連接器相比，FPC 連接器接腳相對較立體，可以與感測晶片緊密接觸。且連接器可插拔特性，適合當薄膜長期量測損壞時，可迅速取下更換，成為一個多功能晶片可拋式感測器。量測結果顯示，微小化感測晶片，酸鹼感測範圍仍可達 pH3 - pH13，且面積在 19.5 ~ 52.0 mm<sup>2</sup> 變異量 < 8% 及流動測試在 100 ~ 500 轉(Revolution(s) Per Minute, rpm) 變異量 < 4%。溫度部份，水溫約每上升 1°C，感測薄膜的電阻大約會上升 2 Ω，且不同初始電阻具有相同溫度電阻特性。電導度部份，可明顯區分不同水質電導度。雷射穩定度部份，利用雷射加工製作 20 片不同晶片，在相同酸鹼下，晶片變異量小於 7%。最後，收集 9 位測試者，共計 10 個尿液樣本，成功歸納出飲食與尿液酸鹼及離子濃度關係。由一系列研究結果，驗證以此方式加工開發出的多重微型感測晶片，具有良好的穩定性，對尿液也可進行實際感測，未來可朝拋棄式或結合生理監控系統方向發展。

關鍵字：離子感測場效電晶體、溫度感測、酸鹼感測、離子濃度感測、雷射加工

# Abstract

This thesis presents the fast multiple pH, temperature and conductivity sensors utilizing full ITO as the sensing materials. Instead of wet chemical etching, CO<sub>2</sub> laser was used to directly ablate the PET layer of the touch panel film (TPF) and define the pattern of the sensing electrodes. The energetic laser spots ablate the PET layer such that the electrical insulation could be achieved without using wet chemical etching. Laser machining improves stability and insulation for the sensing electrodes for the sensing chip even more; the time for the process can be faster. Therefore, the full ITO-based electrodes for temperature, pH and ionic strength can be easily produced and low-cost. In the pH sensing structure, the commercial CMOS IC is used and replaced the extended gate field effect transistor in the previous research to improve stable and high-sensitivity measurement. In addition, the commercial meter was used for measuring the properties of temperature and conductivity sensors. Six pin Flexible Printed Circuit (FPC) slot with three-dimensional structure to make better connection between chip and circuit. As the results, the minimized ITO multi-sensor exhibits great sensing performance for detecting temperature ( $2 \Omega/^{\circ}\text{C}$ ), pH value (pH3 - pH13 with rapid response time  $< 1 \text{ s}$ , low sensing area effect  $< 8\%$  between  $19.5\text{-}52.0 \text{ mm}^2$  and effect of the flow rate is less than  $4\%$ ), and nice distinction for different water conductivity. The results for 20 chips in different pH solution testing is below  $7\%$ . Finally, 10 urine samples from 9 students showed the strong connection between meals and urine. The full ITO multi-sensor has shown its potential for developing disposable water and urine sensors. It is also a good candidate to develop disposable and physiological sensors.

Keywords: ISFET, temperature sensor, pH meter, ion conductivity, touch panel film

# 目錄

中文摘要 .....	i
Abstract .....	ii
目錄 .....	iii
圖目錄 .....	vii
表目錄 .....	x
簡寫表 .....	xi
第一章 緒論 .....	1
1-1 研究背景 .....	1
1-2 人體生理學 .....	2
1.2.1 人體腎臟 .....	2
1.2.2 尿液酸鹼 .....	5
1-3 感測器 .....	7
1.3.1 離子場效電晶體感測器 .....	8
1.3.2 微奈米感測器 .....	10
1-4 觸控薄膜發展與應用 .....	12
1-5 研究動機與目的 .....	14

1-6 論文架構 .....	14
<b>第二章 材料特性與理論.....</b>	<b>16</b>
2-1 ITO 導電薄膜材料製備 .....	16
2-2 實驗系統量測原理 .....	17
2-2-1 電雙層與吸附鍵結分析原理 .....	17
2.2.2 酸鹼感測器原理 .....	20
2.2.3 溫度感測器種類與原理 .....	21
2.2.4 離子感測器種類與原理 .....	22
<b>第三章 晶片設計與實驗架構.....</b>	<b>24</b>
3.1 感測晶片加工製程 .....	24
3.1.1 感測晶片設計.....	24
3.1.2 晶片加工製程.....	25
3.2 實驗架構 .....	27
3.2.1 酸鹼區量測系統架設 .....	27
3.2.2 溫度區量測系統架設 .....	28
3.2.3 離子濃度區量測系統架設 .....	29
<b>第四章 結果與討論 .....</b>	<b>30</b>
4-1 晶片製程分析 .....	31

4.1.1 雷射加工結果分析 .....	31
4.1.2 晶片量測分析.....	34
4-2 酸鹼量測 .....	35
4.2.1 電晶體特性曲線.....	35
4.2.2 穩定性分析 .....	37
4.2.3 不同感測面積探討 .....	38
4.2.4 不同參考電極電壓分析 .....	40
4.2.5 量測系統靈敏度分析 .....	41
4.2.6 重覆性分析 .....	42
4.2.7 酸鹼度與溫度關係.....	44
4.2.8 酸鹼與流速關係 .....	44
4-3 溫度電阻量測 .....	45
4-4 離子濃度量測 .....	46
4.4.1 離子濃度回覆性測試 .....	46
4.4.2 不同水質電導度實際量測 .....	47
4-5 尿液實測 .....	48
<b>第五章 結論與未來展望.....</b>	<b>51</b>
5-1 結論 .....	51

5-2 未來研究方向 .....	53
參考文獻 .....	54
自述 .....	62

## 圖目錄

圖 1-1 人體腎臟架構。	3
圖 1-2 尿液形成示意圖。	3
圖 1-3 圖解腎小管分泌作用。	5
圖 1-4 金屬氧化半導體場效電晶體架構。	9
圖 1-5 以 ENGET 架構量圖。	10
圖 1-6 EGFET 模型示意圖。	10
圖 1-7 溫度、電導及酸鹼感測晶片。	11
圖 1-8 觸控博膜架構圖。	12
圖 1-9 捲對捲製程產品應用。	13
圖 1-10 論文架構圖。	15
圖 2-1 ITO 捲對捲製程設備示意圖。	16
圖 2-2 1879 年 HELMHOLZ 電雙層原始模型。	17
圖 2-3 1910-1913 年提出電雙層模型。	18
圖 2-4 修正後提出電雙層架構。	19
圖 2-5 電雙層架構修正圖。	19
圖 2-6 玻璃電極內外架構。	20
圖 3-1 感測晶片量測插槽示意圖。	25
圖 3-2 感測晶片加工流程圖。	26
圖 3-3 細微感測晶片雷射加工示意圖。	26
圖 3-4 酸鹼量測電路示意圖。	27
圖 3-5 以 SMD 元件製作之 pH 感測電路板。	28
圖 3-6 酸鹼量測示意圖。	28
圖 3-7 溫度控制系統。	29

圖 3-8 電導度量測固定架。	30
圖 4-1 晶片重覆性與靈敏度實驗中所使用來固定晶片的架構。	31
圖 4-2 未加工觸控薄膜 SEM 圖。	32
圖 4-3 觸控薄膜雷射加工 SEM 圖。	33
圖 4-4 雷射加工。	33
圖 4-5 雷射加工次數比較。	33
圖 4-6 雷射加工完成圖。	34
圖 4-7 20 片不同晶片量測結果	34
圖 4-8 製作 20 片不同晶片不同酸鹼量測所得電壓的平均值。	35
圖 4-9 LABVIEW® 控制介面。	36
圖 4-10 四種不同電晶體特性曲線。	37
圖 4-11 不同酸鹼下，NMOS 通道電流量測關係。	38
圖 4-12 不同酸鹼值下對應輸出電壓值。	38
圖 4-13 不同感測面積設計。	39
圖 4-14 不同感測面積輸出感測訊號。	40
圖 4-15 不同參考電壓與輸出電壓訊號影響。	41
圖 4-16 不同酸鹼反應時間。	42
圖 4-17 不同酸鹼反應時間。	42
圖 4-18 淨泡不同酸鹼重覆量測。	43
圖 4-19 連續兩天酸鹼量測結果。	43
圖 4-20 固定酸鹼下量測溫度與酸鹼關係。	44
圖 4-21 流速與酸鹼量測關係。	45
圖 4-22 不同 ITO 電阻隨溫度變化關係。	46
圖 4-23 電導度於不同氯化鈉濃度回覆性量測結果。	47
圖 4-24 實際採樣不同水質樣本進行量測比對數據。	48

圖 4-25 尿液檢測結果。 .....	49
圖 4-26 10 個不同酸鹼樣本酸鹼量測分佈結果。 .....	49

# 表目錄

表 1-1 感測器未來發展。.....	8
表 2-1 溫度量測種類。.....	21
表 2-2 日常生活常見不同水體電導。.....	23
表 2-3 水的電導度與軟硬度對應。.....	23
表 4-1 10 組不同樣本晶片電導度比較。.....	50

## 簡寫表

CTC : Critical Temperature Coefficient, 臨界溫度係數

DPI : Dots Per Inch, 每英寸點數

EGFET : Extended Gate Field Effect Transistor, 延伸式閘極場效電晶體

ENFET : Enzymatically Coupled Ion-sensitive Field Effect Transistor,  
酵素場效電晶體

FPC : Flexible Printed Circuit, 軟性電路板

GFR : Glomerular Filtration Rate, 腎小球過濾率

ISFET : Ion Sensitive Field Effect Transistor, 離子場效電晶體

IHP : Inner Helmholtz Plane, 漢姆茲內平面層

LSI : Large-Scale Integrated Circuits, 大型積體電路

MOSFET : Metal Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor,  
金屬氧化半導體場效電晶體

NMOS : N-Type Metal Oxide Semiconductor, N 型金屬氧化半導體

NTC : Negative Temperature Coefficient, 負溫度係數

OHP : Outer Helmholtz Plane, 漢姆茲外平面層

PMOS : P-Type Metal Oxide Semiconductor, P 型金屬氧化半導體

PPI : Pixels Per Inch, 每英寸像素

PET : Polyethylene Terephthalate, 聚對苯二甲酸乙二酯

PID : Proportional Integral And Derivative Control, 比例-積分-微分控制器

PTC : Positive Temperature Coefficient, 正溫度係數

SSR : Solid State Relay, 固態繼電器

SEM : Scanning electron microscope, 掃描式電子顯微鏡

TCO : Transparent conductive oxide thin film, 透明導電薄膜

TPF : Touch Panel Film, 觸控薄膜

WHO : World Health Organization, 世界衛生組織

# 第一章 緒論

## 1-1 研究背景

在現今老年化社會當中，國民健康把關越來越受到重視，良好的健康提高就業、教育、社交、家庭生活及休閒活動機會等，反之，若失去健康，將降低生活品質及對事物的欲望，無法愉悅地享受生活。世界衛生組織(WHO)對於健康定義 "Health is a state of complete physical, mental and social well-being and not merely the absence of disease or infirmity." [1]，說明社交上能夠與他人和諧共處，並與社會制度和道德觀念相融合，心理上，能認識自己、發揮潛力、舒解生活上壓力、工作上有效地完成任務，最後身體系統及器官皆能正常運作下稱為所謂健康。以上通常稱生理、心理及社交三種健康指標。三種健康指標中以生理健康為最直觀與客觀的標準，也是所謂的硬指標，主要以數據及醫療量測得知，且健康與否，會隨生活中長時間慢慢累積改變而來，反應遠期健康結果，如生活質量、健康水平、降低發病率等。

眾多身體疾病中，台灣洗腎機率排名世界一直居高不下，歸類原因為藥物濫用(如免疫調節劑、抗生素、抗凝血劑、抗黴菌藥物等具肝毒性藥物)、糖尿病及高血壓等慢性病、黑心食物(如毒奶、毒澱粉事件)及飲用水(如台灣南部人洗腎較北部人多)所導致。腎臟主要為穩定血壓、控制電解質、維持體內恆定、分泌紅血球生成素重要器官，一旦腎受損，身體代謝物就不容易被排除，嚴重下會影響體內分泌不足，導致貧血、腎衰竭，最後以洗腎治療才能維持身體健康。故如何降低及有效監控腎臟疾病即成為目前大家所矚目焦點。血液中的廢物經由腎臟轉換為尿液排出，故尿液檢查可以作為腎功能指標。另一方面，也可透過血液檢驗，但血液檢測為侵入式且成本也相對尿液檢測高。

隨著微奈米製程技術發展，各式生醫感測裝置及系統紛紛被研究出來，如生醫感測晶片、感測器等。常見生物感測器運作方式為在感測材料上加上生物分子，

藉由與待測溶液作用，改變感測器後端輸出訊號，如加上抗體或酵素再經由後端判斷結果等等方式。而離子場效感測器為 1970 年來重要發展，其不需利用大型儀器即可感測與只需微量樣本特性，被廣泛使用於生醫檢測。在尿液檢測指標中，酸鹼、離子濃度與溫度等為重要基本指標，本研究主要藉由離子場效電晶體作為量測架構，選擇前端薄膜材料，量測薄膜特性，再搭配後端微小化電路，希望能將整體量測系統整合為一微小、低成本、操作簡單及樣本需求少的生理指標感測裝置，未來對於醫檢或工業水質檢測具有發展趨勢。

## 1-2 人體生理學

### 1.2.1 人體腎臟

人體尿液(Urine)主要由腎臟經由輸尿管進入膀胱(Urinary bladder)，再經由尿道(Uretra)排除。腎臟主要位於腹腔後，橫膈膜下方，形狀如蠶豆狀。單顆腎臟約占體重 0.4%，腎臟的基本單位為腎元(Nephron)。每一個腎臟由約 100 萬至 125 萬個腎元(腎單位)所組成，每一個腎元具有獨立處理生理的能力。且每一個腎元又可分為腎小球(Glomerulus)及腎小管(Renal tubules)兩個主要部分。腎小球主要由微血管網與杯狀鮑氏囊(Bowman's capsule)所組成，微血管網由鮑氏囊所包覆，再經由腎小管與鮑氏囊連接下來。腎小管部份主要由近曲小管(Proximal convoluted tubule)、亨利氏環管(Loop of henle)、遠曲小管(Distal convoluted tubule)和集尿小管所組成。近曲小管、遠曲小管與腎小球位於腎皮質。集尿小管主要連接集尿管通通到腎盂。亨利氏管深入腎髓質又分為降支與升支兩段，降支從皮質伸入腎髓質，升支由腎髓質到腎皮質。腎臟基本架構如下圖 1-1。

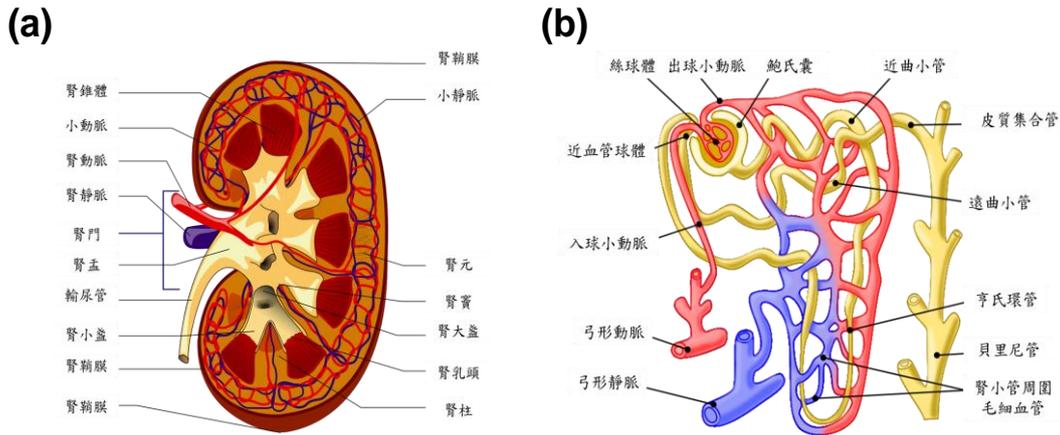


圖 1-1 人體腎臟架構：(a)腎臟構造(腎錐體、小動脈、腎動脈、小靜脈、腎靜脈、腎元、腎門、腎竇、腎盂、腎大盞、輸尿管、腎乳頭、腎小盞、腎柱、腎鞘膜)(b)腎元架構(絲球體、出球小動脈、鮑氏囊、近曲小管、皮質集合管、遠曲小管、亨耳環管、貝里尼管、腎小管周圍毛細血管、弓形靜脈、弓形動脈、入球小動脈、近血管球體)[2] [3] [4]。

尿液形成最早被發表於十九世紀，而對於確切尿液如何形成，直到二十世紀初，由 Richards 學者等以微穿刺技術及微量分析方法去研究鮑氏囊和腎小管中濾液後，人們才對尿液生成有進一步徹底的了解。尿液形成，主要可以由下列三步驟敘述，過濾作用(Glomerular filtration)、再吸收作用(Tubular reabsorption)、分泌作用(Tubular secretion)，如圖 1-2 所示。

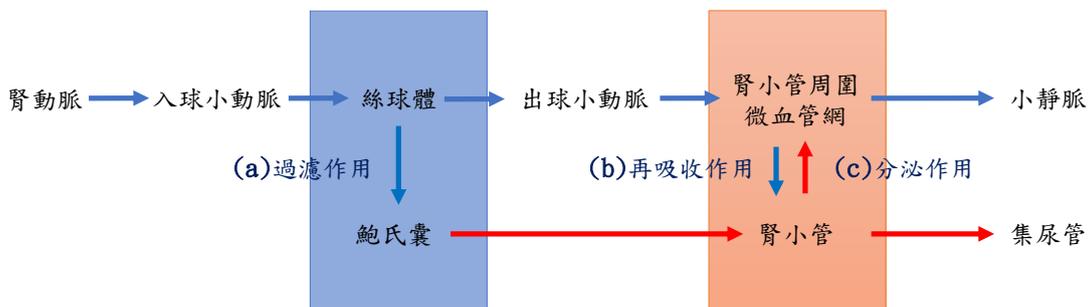


圖 1-2 尿液形成示意圖：(a)過濾作用(b)再吸收作用(c)分泌作用[5]

### 1. 過濾作用：

又稱為腎小球過濾作用 (Glomerular filtration)。發生於腎小球的微血管網與鮑氏囊之間，血液經過腎小球的微血管網，除血球、血漿蛋白質外，其餘如水份、尿素、葡萄糖及胺基酸等小分子，皆過濾入鮑氏囊腔。過濾作用中，腎小球過濾率(Glomerular Filtration Rate, GFR)，指每分鐘兩個腎臟中所有腎原產生過濾量。

正常人體腎小球每分鐘過率大約有 125 毫升血漿，換算每天將產生 180 公升過濾液。但並非全部過濾液被排出，99%過濾液在通過被腎小管中又被再吸收回體內，故我們每天排出尿量只有 1~2 公升。

#### 1. 再吸收作用：

已經被消化過的物質從腎小管的管腔排出，有用的物質會被再吸收回到血液。例如：濾液中的水份、葡萄糖、胺基酸及電解質等，通過鮑氏囊後，進入腎小管，而有些物質被再吸收，有些則被分泌入管腔，因此管腔內液體成分將不斷改變，對人體有用的物質將會被再吸收回血液。腎小管各段對不同物質再吸收率，會隨著吸收的物質不同及不同吸收狀況，吸收量會不同。再吸收作用又會隨著被吸收方式的不同，可分為主動運輸及被動運輸被吸收。如管腔中葡萄糖與胺基酸在近曲尿管被完全再吸收，稱主動運輸被再吸收，後管腔中水份含量增高，使水從管腔中擴散出來，再被吸收。此部分則稱為被動運輸吸收。

#### 2. 分泌作用：

主要功能為排除身體不需要的物質，如氫離子、鉀離子、鈉離子、肌酐及一些藥物來維持血液酸鹼的衡定。如鉀離子排放運作方式為，當鉀離子隨血液循環到腎小管周圍微血管時，先擴散到腎間組織，再以主動運輸方式進入遠曲小管的管壁細胞，然後被管壁細胞分泌進入管腔，人體過多的鉀離子即隨尿排出體外。而氫離子排出方式，主要為管壁細胞內具有碳酸酐酶(Carbonic anhydrase)，能夠催化 $\text{CO}_2$ 和 $\text{H}_2\text{O}$ 結合為不穩定的碳酸，故很快解離為 $\text{HCO}_3^-$ 和 $\text{H}^+$ ， $\text{H}^+$ 再被分泌到管腔去，與濾液中 $\text{NaHCO}_3$ 作用，實質上為與溶液中 $\text{Na}^+$ 交換，使濾液中 $\text{NaHCO}_3$ 被轉換為 $\text{H}_2\text{CO}_3$ ，而 $\text{Na}^+$ 與 $\text{HCO}_3^-$ 一起再回到血液中，結合為重碳酸鈉。交換後的 $\text{H}_2\text{CO}_3$ 分離為 $\text{H}_2\text{O}$ 和 $\text{CO}_2$ ， $\text{CO}_2$ 進入管壁細胞， $\text{H}_2\text{O}$ 隨尿液排出體外，受碳酸酐酶作用與 $\text{H}_2\text{O}$ 結合，磷酸鹽從磷酸氫二鈉轉換為磷酸二氫鈉，從鹼性轉換為酸性，使尿液pH值降低，排出體外。如下圖1-3。

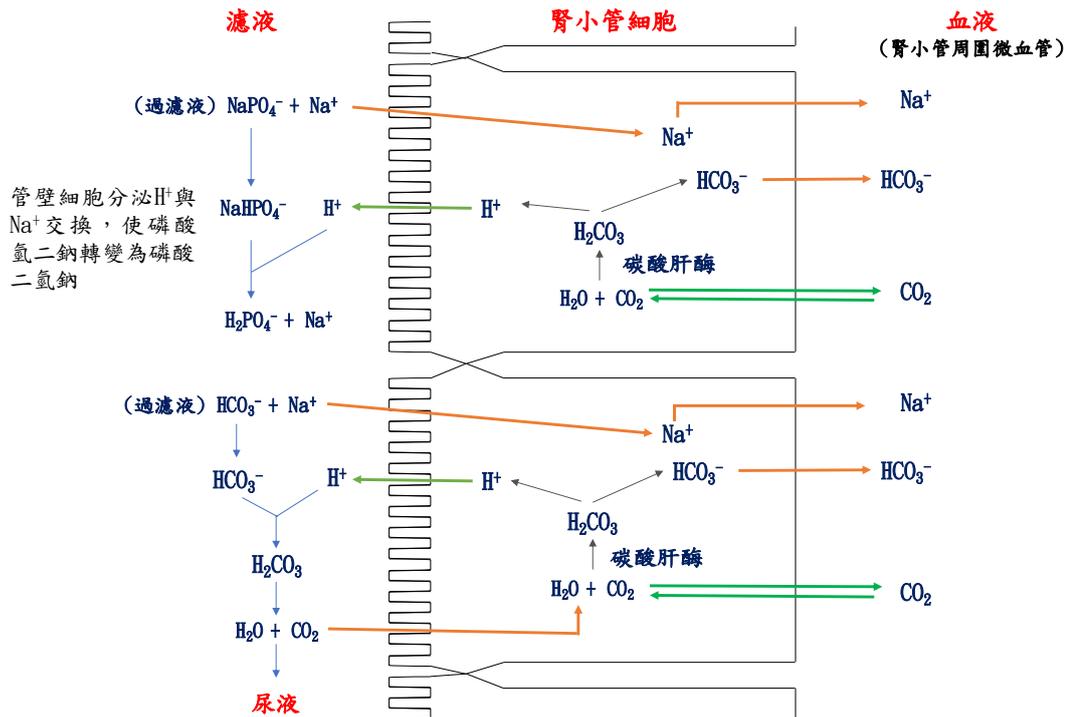


圖 1-3 圖解腎小管分泌作用[6]。

### 1.2.2 尿液酸鹼

腎臟主要是透過排出尿液的酸鹼來平衡身體體液中的氫離子濃度，若排出較為酸性的尿液，便可以使體液偏鹼。反之，若尿液偏鹼，可以增加體液氫離子濃度，使體液偏酸。腎臟不同部位對重碳酸鹽和氫離子再吸收與分泌功能不同，都會影響尿液酸鹼度高低。

人體血液通常為中性，通常定義為 pH7.4，若血液酸鹼低於 7.4，可能為酸性體質，容易造成酸中毒。若高於 7.4，表示為鹼性體質，可能為鹼過量。日常生活中，我們所吃的食物與連接蛋白分子相關，若飲食較健康，連接蛋白分子將運作，若較不健康，連接蛋白分子將不正常運作，影響身體健康[6]。

日本醫學博士片瀨淡提出：「人體健康操之在血液酸性與鹼性平衡，人體本身有促進健康的本能。」臨床上，已有日本研究團隊，找尋 600 名患者進行唾液酸鹼性測試，分析結果，酸性尿液 90% 中，有 85% 近乎為低於 pH 5.8 以下強酸，此足以驗證酸性體質，對於人體具不良影響[7]。通常判斷人體為酸性或鹼性體

質，主要經由血液檢查。血液中的酸鹼主要由腎、肺、腸、肝等器官所產生。雖然直接透過細胞來了解血液酸鹼值為最直觀，但臨床上對於經由細胞直接了解血液酸鹼值仍然有一定困難。事實上，最簡單即快速來量測人體即時酸鹼、飲食特性及酸鹼性食物組成為尿液酸鹼檢測。尿液隨人們飲食變化可快速改變 2 - 3 個酸鹼單位，真實反應飲食狀況。但快速尿液酸鹼改變不代表血液酸鹼也會改變。如果尿液長時間（約一週或一月）量測結果為酸性，表示飲食上造成身體製造大量的酸，造成酸性體質。若尿液長時間維持鹼性，代表飲食習慣偏鹼，或測試者體質本身為鹼性體質。科學上，鈣為鹼基根，磷為酸基根，人體血液由血清與血球組成約有 5 公升，又鈣離子俱有中和酸性作用。健康人身體血清 100 cc 約 10 毫克的鈣，鈣離子佔 4 毫克，結和型鈣佔 6 毫克。只有鈣離子主要為單獨運動，會隨著身體變化，結和型鈣只會維持穩定值。鈣離子於人體健康時，約有 4 毫克，如果有疲勞或些微病症，將降為 3 毫克，若患有嚴重疾病的話，就會降低至 1.5 毫克左右。若病狀越嚴重，鈣離子量會越低。當人體接近死亡時，鈣離子約 1 毫克。由上述可證，若要保持身體健康，就必需補充相關離子來平衡生理酸鹼值。而尿液酸鹼檢測為日常生理酸鹼監控，Dr.Young 提出一系列唾液及尿液酸鹼與生理關係。研究項目主要對飲食前後及一日中尿液與唾液酸鹼做一系列實驗 [8]。得知一天當中，早晨飲食前第一次尿排泄，通常落於 pH 6.8 至 pH 7.2，如果酸鹼值低於 6.8 代表身體偏酸，需補充代表鹼性食物，如蔬菜及水果。如果高於 7.2 代表體內擁有足夠多鹼可以中和前晚飲食中酸性物質。第二次尿液量測值為代謝第一次後所殘留酸鹼值。故第二次尿液，數值應較第一次代謝酸鹼值高約 7.2 或更高。如果酸鹼低於 6.8，代表身體缺乏碳酸氫鈉、鈉、鉀、鎂、鈣等物質，容易使身體快生病。低酸鹼與飲食習慣有關，如牛肉、雞肉、火雞肉及豬肉中攝取的蛋白質，通常可藉由攝取綠色蔬菜和蔬果汁中和，使酸鹼中和為 7.2。早餐喝蔬菜湯、精力湯、新鮮牛奶及蔬果汁，停留五分鐘後，測試口腔及尿液酸鹼。酸鹼值將會比第一次、第二次尿液與唾液的值還高。若其值沒有較高，也會為非

常接近的值，或甚至低於早晨酸鹼值。檢測每次餐前餐後尿液與唾液酸鹼值，如早餐與午餐之間，午餐與晚餐之間。可知其餐後值應介於 7.2~8.4，兩小時候約 6.8~7.2。若要中和尿酸改變體質，必須停止攝取酸性飲料及食物，開始多吃蔬菜、低含糖量水果和不飽和脂肪。一天中理想身體酸鹼曲線如一個擁有兩個山丘的圖。會有兩次為鹼性，分別為早晨 10 點及下午 2 點，為峰值，主要位於用餐後。其他時間尿液通常介於 6.8~7.2 間。此為最佳尿液酸鹼值。早晨第一次尿，主要由前天中和代謝所產生，通常較酸。身體長期酸性將會造成易生病體質，也容易造成肥胖。監控人們的唾液與尿液將可掌握健康主控權。透過上述適當檢視尿液與唾液酸鹼人們將能控制自己的生活及飲食的質與量[9]。

### 1-3 感測器

隨著微奈米科技進步，感測器材料、原理和新技术研究越來越深入，各創新感測器不斷被發展出來。台灣電機電子工會更將感測器的未來發展分類為五趨勢、及四大領域。感測器趨勢分別為智能化、可移動化、微型化及多樣化，如表 1-1，其中集成化主要又分為兩類，一為同功能感測器結合在同一平面上，例如：CCD 圖像感測器，另一種為目前感測器集成化發展方向，其概念主要於在同一片晶片上製作出幾種不同感測元件，其優點為體積小、高密度，並可於同一片上實現校正和補償。四大領域部份，主要分為可穿戴式、無人駕駛、醫護與健康監測及工業控制。其中最貼近日常生活中主要為穿戴式與醫護及健康監測兩領域。前者穿戴式應用部份，大幅增加人們生活便利性，如 Google 將多達 10 幾種不同感測器結合於眼鏡上，使用者只需改變眼睛動作即可執行照像等功能。後者醫護領域部份，主要利用光學、熱感測、壓力及無線訊號傳輸等原理，發展出方便使用的裝置，人們於生活中即可進行簡單身體或環境檢測，此領域於未來將更進一步帶動快篩檢測。

表 1-1 感測器未來發展[10]。

發展	介紹
智能化	利用多種資料處理、儲存、及通訊等功能，實現感測器自行檢測、校正及補償功能，發展出高度人工智慧感測器應用於智慧居家方面。
可移動化	主要為無線傳感技術部份，目前應用於定位、時間同步、資料處理及網路安全等部份。
微型化	隨 MEMS 感測器研發盛行，微電子機械加工技術越來越成熟，將半導體技術引入感測器製造，實現了規模化的生產，為日前感測器微型化重要技術。
多樣化	隨著新科技突破，多種新型感測器被發展出來。除了傳統的半導體材料、光纖維等，超導、納米、陶瓷材料和生物材料等成為研發熱點，生物感測器、光纖傳感器、氣敏感測器、數位感測器等新型感測器快速發展中。

### 1.3.1 離子場效電晶體感測器

離子場效電晶體(Ion Sensitive Field Effect Transistor, ISFET)，最早由 Bergveld 於西元 1970 年提出，結構與 MOSFET 十分相似，皆具有電晶體源極(Source)、汲極(Drain)、閘極(Gate)，如圖 1-4。ISFET 主要以一顆金屬氧化半導體場效電晶體(Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor, MOSFET)為基底，捨去閘極端金屬層，裸露出氧化層，當浸泡在待測溶液時，電極介面形成電雙層結構，將薄膜感測到之氫離子化學能，轉為電能，而轉換電能多寡主要取決於薄膜附近離子濃度，當產生電極電壓後產生通道電流，藉由通道電流，及可推測不同離子濃度。此與傳統 MOSFET 元件直接施加電壓於金屬閘極上，產生通道電流，基本架構上有微小差異。於 1970 年 ISFET 架構提出後[11]，不同感測功能及感測材料的感測器也陸續被發展，如：鉀離子[12]、鈉離子[13]、氧化鋁[14-16]、氧化

矽[17]及不同氣體感測器，一氧化碳、二氧化碳[18]、氨氣等[19]。ISFET 氫離子感測架構下，具有少量待測樣本即可檢測、感測器體積與傳統感測器相微小，且因體積微小方便隨身攜帶檢測，可成為攜帶型感測器等優點為後續眾多感測器發展基礎[20]。以 ISFET 為基礎發展出電晶體感測架構，將於下段介紹。

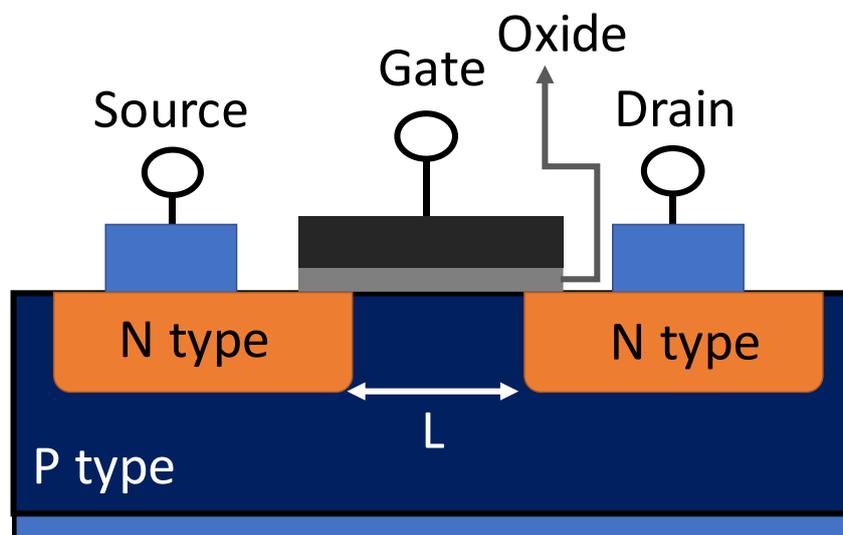


圖 1-4 金屬氧化半導體場效電晶體架構。

1980 年，Caras 和 Janate 提出酵素場效電晶體(Enzymatically Coupled Ion-sensitive Field Effect Transistor, ENFET)架構[21]，其被廣泛應用於生醫領域，方法為在 ISFET 的感測層上種植酵素，並透過不同酵素酶，進行葡萄糖[22]、肌酐酸[23, 24]等生理指標量測，如圖 1-5，為青酶素感測架構，在 ISFET 上成長一層青酶素酶作為感測層。另一方面，也可以利用不同抗原對於抗體間專一特性，在 ISFET 感測端上結合不同抗體，也成功應用於生醫檢測上。

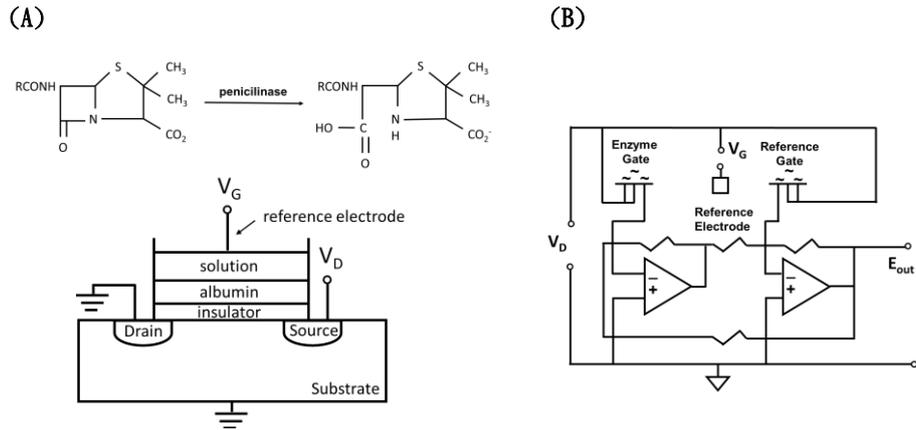


圖 1-5 以 ENGET 架構量圖：(A) 酵素感測晶片架構 (B) ENGET 與後端電路連接示意圖。

1983 年 Spiegel 等學者提出延伸式場效電晶體 (Extended Gate Field Effect Transistor, EGFET) 概念如圖 1-6，主要為了改善 ISFET 量測時，需將整體感測區域與電晶體放入待測溶液中，造成電晶體容易損毀，若要於電晶體上鍍上保護層又有不易加工等缺點，故將感測區域單獨延伸出來，將電晶體遠離酸鹼溶液，避免腐蝕，提伸電晶體壽命，且 EGFET 不同於 ISFET 捨棄金屬層部份，EGFET 保留原本感測區金屬，只將其延伸 [25]。

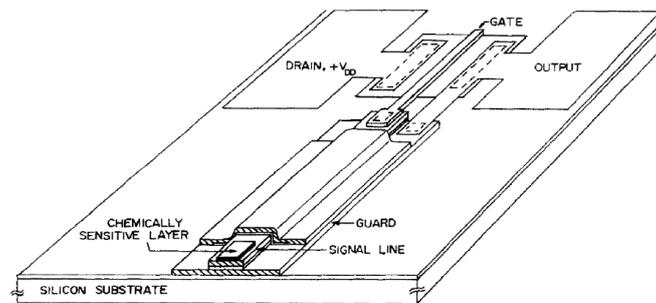


圖 1-6 EGFET 模型示意圖。

### 1.3.2 微奈米感測器

微奈米感測器中，生物型感測器 (Biosensor) 與人體最為相關，生物感測器主要指利用生物感測元件 (如抗體 [26, 27]、酵素 [28, 29] 等)，將系統中化學改變 (如氫離子濃度、鈉離子濃度、膽固醇、葡萄糖、尿素等) 轉換為光訊號或電子訊號

的一種檢測裝置。由轉換能量技術不同可分為，電化學式、光學式、半導體式、壓電晶體式等。在眾多感測項目中，酸鹼、離子濃度、溫度測定又為各式檢測中，重要量測參數。若想將不同感測功能結合於同一晶片上，需考量不同感測區域間，是否互相干擾，以及量測特性是否定等因素。近年來，由於精確監控植物生長對於植物安全監控、增加植物產能及農業自動化課題越來越重要[30-32]。如何精確掌控生長及量化植物所需的生長環境，在土壤內設置多種感測裝置為必需的[33-36]。但市面上所見感測器的精密度對於土壤並不足夠，若想測量土壤中酸鹼值等，其技術仍非常困難，但目前已有團隊提出將矽基板作為材料，以離子場效電極(ISFET)為量測架構[37]，將溫度、電導度及酸鹼度製作於同一基板上，酸鹼檢測主要以  $\text{Si}_3\text{N}_4$  為感測材料[38]，電導感測主要以兩白金電極為主，溫度部份以 p-n 二極體對溫度敏感性為架構。考量不同感測區之間影響寬度。將不同溶液倒入土壤中，模擬真實土壤量測狀況。感測晶片如圖 1-7，晶片大小約為 5 mm × 5 mm，透過大型積體電路(Large-Scale Integrated Circuits, LSI)製程所製作完成，酸鹼與溫度感測區主要介於兩電導度電極之間。

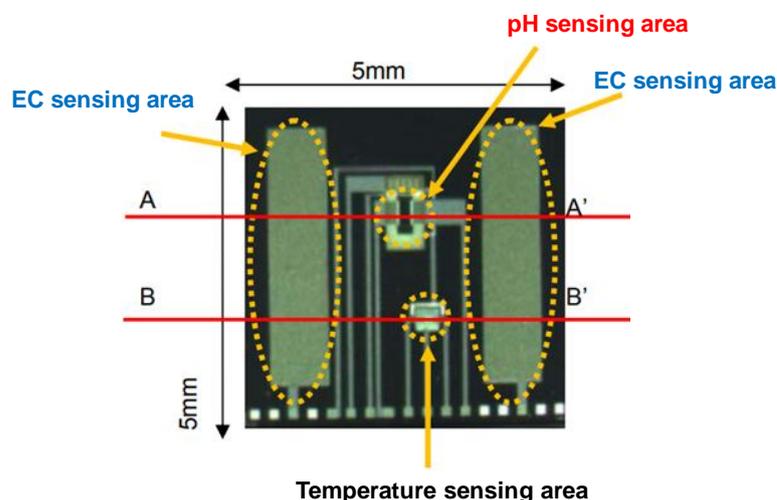


圖 1-7 溫度、電導及酸鹼感測晶片。[39]

此篇研究結果可知，經改變溶液溫度可知，電導度與溫度感測區數值將改變，但不影響酸鹼感測區域[39]。由上述可知，於同一矽基板上製作出不同感測區間為可行的。而以延伸式閘極架構(EGFET)作為酸鹼感測基礎為水溶液感測也有先

例，利用 ITO 感測薄膜為 EGFET 感測薄膜，不僅大幅降低成本，依其量測酸鹼量測穩定範圍為 pH3 - pH13，整體量測架構也因感測薄膜大幅縮小[40-44]。因其材料方便性、穩定性及整體量測架構為小化，故本研究以此架構為基礎，進階延伸作為一多重感測器。

## 1-4 觸控薄膜發展與應用

觸控科技主要於 1970 年觸控科技開始發展，近年來更迅速成長，且隨著手機、平板、遊戲機等觸控面板商品上市，且又因其簡單、方便、堅固與耐用等優點，觸控面板市場越來越大。依觸控面板傳輸及工作原理分類，可分為：電容式、電阻式、紅外線式等，電阻式無需任何媒介即可進行觸控，主要由 ITO 導電玻璃及 ITO 導電薄膜構成，如圖 1-8(a)，具有低耗電低成本優勢，常用於手機、電腦、相框等產品，電阻式以一塊透明玻璃為基底，玻璃內表面及夾層皆有一層 ITO 層，ITO 層主要為工作面，架構如圖 1-8(b)，控制器主要經由電極產生電流值變化，再計算出接觸位置，故電容式觸控擁有多點觸控之優點，受市場看好，但因目前生產難度高，良率不佳、觸控需使用手指，及受限於演算法相關專利等缺點，因此成本較高。故電阻式目前最常用於市場，佔總觸控面板 60%，電容式次之，約佔 24%。以電阻式與電容式而言，原理皆需要透過透明導電薄膜(Transparent conductive oxide thin film, TCO)作為介質，而大部份材料以銻錫透明導電薄膜(ITO)為主[45]。

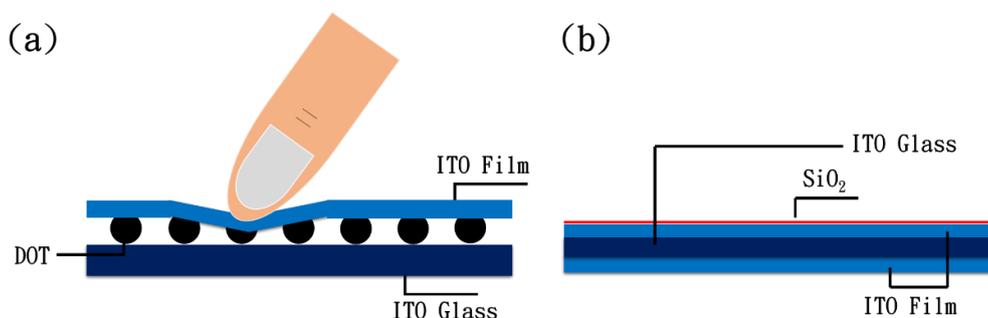


圖 1-8 觸控薄膜架構圖：(A)電阻式(B)電容式。

ITO 銻錫透明導電薄膜，為目前所有導電薄膜中，透明性與導電性最優良，

其可高穩定性與良好電阻及穿透率，適合應用於觸控面板上。製程上，ITO 也有需多不同製程方式，應用發展上主要以磁控濺鍍(Magnetron sputter)發展最多也最為簡單，如直流脈衝式濺鍍法(Pulse DC magnetron)[46]、直流加射頻磁控濺鍍(DC&RF magnetron sputter)[47]，以上濺鍍法可應用於較低溫製程並提高電漿密度，改善 ITO 特性，其餘製程另有中頻交流濺鍍(Middle-Frequency AC magnetron)[48]、射頻磁控濺鍍(RF magnetron sputter)[49]等製程，常見磁控濺鍍製程只需適當通入氧氣，無需額外其他系統，即可濺鍍出穩定 ITO 薄膜，因其濺鍍方式簡便，通常為研究或早期大量生產所使用。

近年來，ITO 製程為了因應軟性電子(Flexible electronics)，如電子紙(E-paper)及薄膜太陽能電池(Thin film solar cell)...等產品開發，連續式 ITO 捲對捲製程被發展出來，產品應用如圖 1-9。

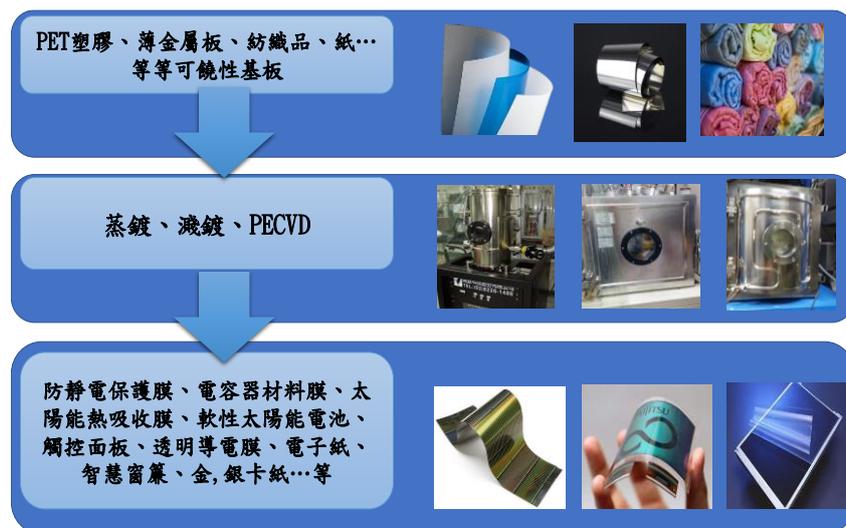


圖 1-9 Roll-to-Roll 製程產品應用。

捲對捲製程指一種低成本、高效能可連續生產，其濺鍍基板材質主要為聚對苯二甲酸乙二酯(PET)塑膠或金屬厚度薄於 0.1 mm 之薄板等，製程方面分為捲出-加工-捲取三種模式運作，為將軟板從料卷中轉出後，於軟板上加工，再將成品捲取，或做裁切。此種生產提升了整體 ITO 製程效率，也降低基材浪費，降低生產成本，對於觸控薄膜於未來大量需求上有絕對優勢。而本研究採用感測薄膜主要以 PET 為基底，依捲對捲製程也大幅降低製造本，且依前人研究結果對於

酸鹼穩檢測具有穩定特性，以此作為一片多功晶片材料，為未來發展感測膜必為一大優勢[42]。

## 1-5 研究動機與目的

目前市面上所見的感測器通常為單一功能不同量測方式，如酸鹼感測器，普遍有酸鹼試紙、玻璃電極及酸鹼指示劑三種感測方法，酸鹼試紙與指示劑較為快速但準確性較低，玻璃電極精準度高卻有難以保存及易損壞缺點，使用上方便性較低。因此使用 MOSFET 為基礎延伸式閘極 EGFET 酸鹼量測架構被發展出來。EGFET 基底酸鹼感測器和傳統酸鹼試劑及玻璃電極相比，量測快速且擁有整體架構小、感測端較容易保存等優點。因此前人改良 MOSFET 架構，將閘極端延伸連接銻錫氧化薄膜，後端連接半導體量測儀器，作為酸鹼量測。由前人研究結果可知銻錫氧化薄膜對酸鹼量測具有快速且高穩定性。但此架構電路方面仍需微小化，加上若能於同一片感測片就能量測多種感測特性，將更具發展潛能。

因此本研究提出結合溫度、酸鹼度及離子濃度一片多用感測晶片，以前人 PET 聚脂基觸控薄膜用於酸鹼感測為基礎，改良薄膜加工製程，製作出高穩定性多重感測器。雷射加工的高穩定性，加上以商用規格化軟排線插槽(Flexible Printed Circuit, FPC)連接，不僅將整體感測晶片微小化，維持前人酸鹼感測穩定度，未來商品化也具優勢。而前端感測薄膜損壞可直接替換，後端 MOSFET 及電路可繼續使用，此與玻璃電極感測器等相比，大幅降低替換感測端所需的成本。感測薄膜主要使用工業化量產捲對捲 ITO 薄膜，電路材料也為市售規格品，皆成本低廉取得容易。本研究以前人為基礎，開發出高效能一片多用感測晶片。

## 1-6 論文架構

本論文由第一章人體尿液指標帶入共分為五個章節，包含緒論、感測材料特性與理論、晶片設計與實驗架構、量測結果及結論與未來展望。論文架構組織如圖 1-10。

## 緒論

研究背景：前言部份，由人體生理數值切入簡單介紹本研究核心。

人體生理學：尿液的形成及尿液與人體關係指標。

感測器：生物感測器發展歷史，微型多功能感測器介紹。

離子場效電晶體發展：電晶體架構及發展歷史與應用。

觸控薄膜發展與應用：觸控薄膜材料與應用及發展。

## 材料特性與理論

ITO導電薄膜材料製備：薄膜來源及捲對捲快速製程介紹。

實驗系統量測原理：電雙層及吸附鍵結原理與溫度、離子濃度及電導度三者常見感測設備與原理介紹，

## 晶片設計與實驗架構

晶片加工製程：乾式雷射加工製程介紹與感測晶片設計。

實驗架構：溫度、離子濃度及酸鹼度量測系統架設與儀器使用介紹。

## 結果與討論

酸鹼度量測部份：電晶體特性分析、酸鹼量測穩定性、參考電極、靈敏度、重覆性、感測面積、流速及溫度影響分析。

溫度電阻量測部份：不同啟始溫度電阻量測分析。

離子濃度量測部份：不同濃度NaCl回覆性測試，實際量測不同水質樣本結果。

晶片製程分析：藉由雷射加工電子束顯微鏡(SEM)圖，分析加工與未加工區域，最後製作20片相同圖樣晶片測試加工穩定性。

尿液實測分析：取9位同學，共10個尿液樣本進行酸鹼度與電導度量測，最後歸納與飲食關係。

## 結論與未來展望

圖 1-10 論文架構圖。

## 第二章 材料特性與理論

### 2-1 ITO 導電薄膜材料製備

研究中所使用感測薄膜，主要由金屬中心所提供，使用工業化捲對捲 (Roll-to-Roll) 濺鍍系統製程所製作，Roll-to-Roll 製程流程如下圖。主要由圖 2-1 中 C 區塗佈滾筒及濺鍍系統兩側，圖 2-1 中 A、B 兩區，儲存未濺鍍與完成濺鍍兩腔體組成。本研究中，主要採用聚對苯二甲酸乙二酯 (Polyethylene Terephthalate, PET) 作為銦錫感測薄膜基板材質，以比例 9:1 之三氧化二銦與二氧化銦靶材濺鍍成，瓦數為 8 kW 中頻電源 (Hüettinger MF 7025) 及 15 kW 直流電源 (ADL GSW 250)，通以氬/氧電漿清潔表面，PET 傳輸部份以每分鐘往前捲動 2.1 m 進行，其完成厚度約為 188  $\mu\text{m}$ ，寬度約為 370 mm，面電阻約為 110  $\Omega/\text{sq}$ ，擁有耐高溫、可饒性、透明度高、低成本等特性，平均一片成本只需美金 4 元。

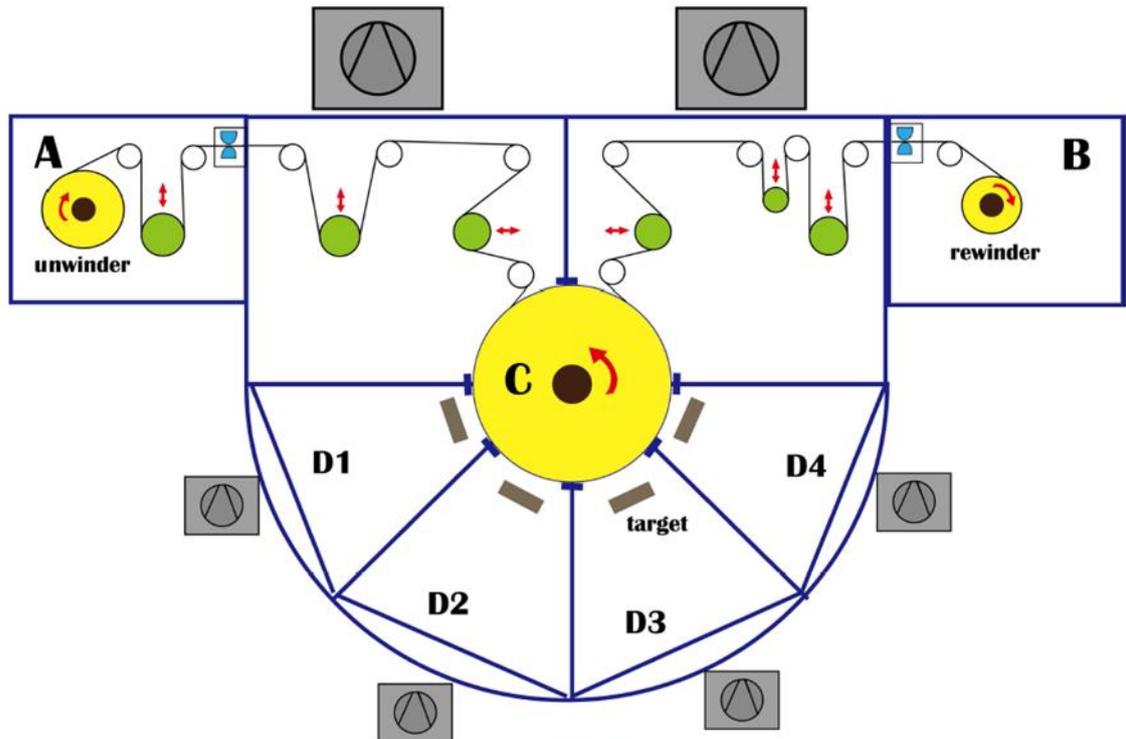


圖 2-1 ITO 捲對捲製程設備示意圖[42]。

## 2-2 實驗系統量測原理

本節將介紹本晶片系統量測原理，首先講解離子感測原理，以吸附鍵結與電雙層原理的發展作為介紹代入玻璃酸鹼感測原理。溫度感測小節，主要講解溫度感測種類與特性。最後部份，介紹電導度偵測原理。

### 2-2-1 電雙層與吸附鍵結分析原理

電雙層概念，最早於 1879 年，由 Helmholtz 提出，當固體與溶液接觸時，因靜電力作用，固體表面會吸附水溶液中正離子或負離子，使固體表面形成一帶正電或負電緻密層，因庫侖作用力，接近表面附近溶液中，將形成與第一層相反電荷的第二層，此層由於非直接與固體接觸，較第一層容易受到液體擾動或電場影響，而產生脫離。如圖 2-2。

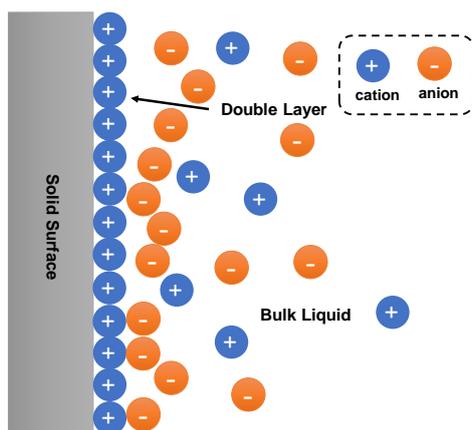
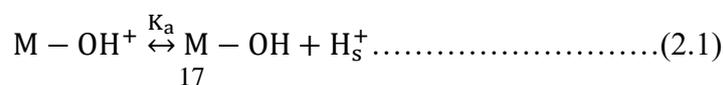
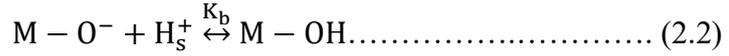


圖 2-2 1879 年 Helmholtz 電雙層原始模型[50]。

而當感測薄膜待測溶液接觸時，溶液離子與感測器薄膜表面會產生吸附鍵結。吸附鍵結理論(Site Binding Model)，主要於 1974 年，Yates 等學者首先提出[51]。指出當感測端薄膜與溶液接觸後，溶液與薄膜接觸端介面會形成 MO、MOH、 $\text{MOH}_2^+$ 等鍵結點，在此以 M 表示氧化物中的金屬元素作為解釋，如： $\text{In}_2\text{O}_3$  與  $\text{SnO}_2$  組成 ITO，In、Sn 以 M 表示，當薄膜與水溶液接觸將形成氫離子鍵結，形成飽和電位。反應標示如下：





$K_a$ 、 $K_b$  為酸鹼解離常數，其關係如下：

$$K_a = \frac{[M-O^-][H^+]_{surf}}{[M-OH]} \dots \dots \dots (2.3)$$

$$K_b = \frac{[M-OH_2^+]}{[M-OH][H^+]_{surf}} \dots \dots \dots (2.4)$$

$[H^+]_s$  為表面氫離子濃度， $M - OH$ 、 $M - O^-$ 、 $M - OH_2^+$  分別為帶中性電荷、正電荷與負電荷，每單位面積上鍵結數量以  $[M - O^-]$ 、 $[M - OH]$ 、 $[M - OH_2^+]$  表示。利用計算出的  $[H^+]_{surf}$  經 Boltzmann 方程式得出溶液中中氫離子濃度  $[H^+]_{sol}$ 。

$$[H^+]_{surf} = [H^+]_{sol} \exp\left(\frac{-q\phi_0}{kT}\right) \dots \dots \dots (2.5)$$

$\phi_0$  為溶液-感測膜間電位差， $k$  為波茲曼常數。

電雙層雖然最早由 1853 年 Helmholtz 提出，Gouy 和 Chapman 於 1910 年及 1913 年對此模型提出修正，其認為溶液中離子不會只集中在一個範圍內，反而會遠離薄膜均勻向外擴散。如圖 2-3。

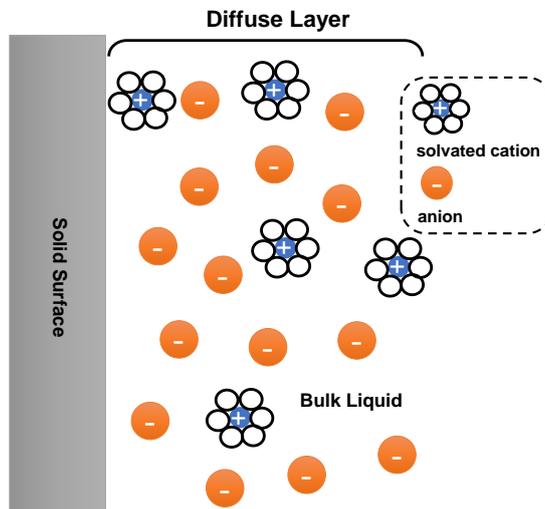


圖 2-3 1910-1913 年 Gouy 與 Chapman 提出修正後電雙層模型[52]。

在 1924 年，因考慮到待測離子實際被吸引到距離與理想上仍有差異，Stern 進一步對電雙層模型修正，將靠近薄膜表面稱為 Stern 層，如 Helmholtz 概念，遠離薄膜稱為擴散層，如同 Gouy-Chapman 層。如圖 2-4。

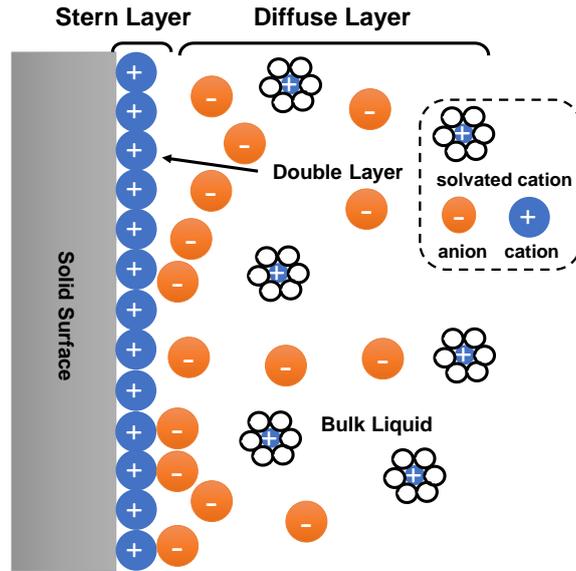


圖 2-4 Stern 將 Helmholtz 與 Gouy-Chapman 兩架構結合提出電雙層架構[53]。

於 1974 年，電雙層再度被 Grahame 提出修正，考量離子不僅受靜電力作用而吸附，最靠近電極層存在許多特殊吸附的離子，且最明顯受到電場強度影響，為最緊密層，稱為漢姆茲內平面層 (Inner Helmholtz Plane, IHP)，如圖 2-5 靠近電極表面水合離子中心點構成平面，稱為漢姆茲外平面層 (Outer Helmholtz Plane, OHP)，由於水合離子並非與電極直接接觸，其相互間作用與水合離子本身化學特性並不相關，又被稱為非特殊離子。

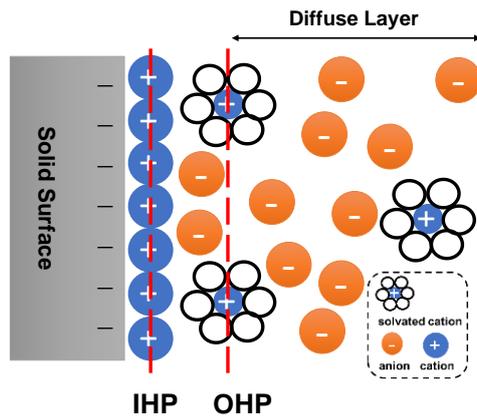


圖 2-5 Grahame 提出修正圖[54]。

## 2.2.2 酸鹼感測器原理

傳統酸鹼感測器以玻璃感測器為主，架構為利用一根玻璃電極(Glass electrode)，玻璃管內包含一根電極，內部填充緩衝溶液，而感測端為玻璃管末端球型薄膜感測玻璃。玻璃管架構如圖 2-6，前端感測主要為離子選擇薄膜架構，當玻璃浸入溶液中，氫離子在玻璃薄膜間交換造成表面電位差異，此主要由內外氫離子所影響，當玻璃電極內、外氫離子達平衡時，藉由判斷改變電位變化可得對應 pH 值變化[55]。

水中解離程度受溫度影響，通常玻璃電極會經由溫度量測進行訊號補償校正，減少量測誤差。玻璃電極使用前需校正，特別在重金屬溶液中，溶液中離子容易附著於電極上，降低量測準確性，故使用前皆會利用鹼性緩衝溶液(pH10)、中性緩衝溶液(pH7)及酸性緩衝溶液(pH4)，進行三點校正。而傳統玻璃電極在保養上，需利用去離子水清洗電極表面，使用完畢後，需浸泡於電極保存液中，而玻璃易受碰撞而損壞等缺點。使玻璃電極維護上相當費時。且玻璃損換更換成本高，而將玻璃電極微小化，又會造成量測不穩定性。為了降低成本、因應現場即時檢測場合，應發展出更便宜、方便的量測方法。本研究利用導電薄膜為感測，可避免碰撞損壞，及更換成本高缺點。

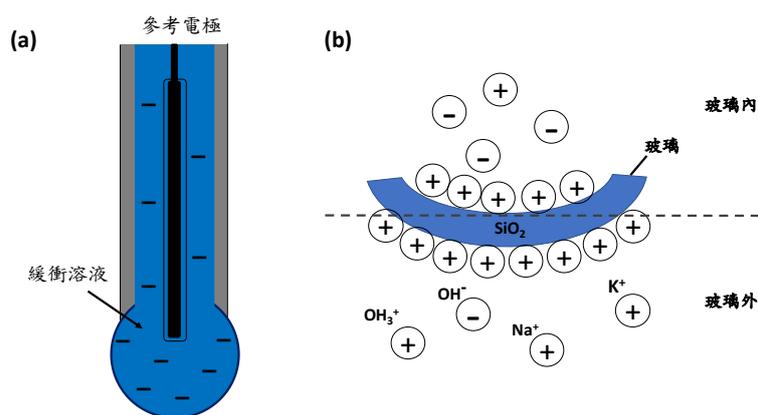


圖 2-6 玻璃電極內外架構：(a)外觀架構(b)玻璃電極表面內外離子。

### 2.2.3 溫度感測器種類與原理

溫度為常見物理量，市面上量測常見溫度感測器種類與規格選擇相當豐富，例如：水銀溫度計、紅外線溫度儀、液晶溫度計、電阻溫度計、氣體溫度計、半導體溫度計等，又可分為常見的三種為電阻溫度偵測器(RTD)、熱電偶及熱敏電阻。不同感測器皆有不同操作原理、優點與缺點。RTD 及熱敏電阻主要為電阻隨溫度變化，不同材料有不同溫度電阻(Temperature Coefficient of Resistanc, TCR)，由量測電阻與溫度線性關係，從而轉換為溫度，又稱為主動式溫度感測器；熱電偶主要隨著溫度變化造成小幅度電壓波動，透過對電壓量測可得知溫度，又稱為被動式量測。三者溫度範圍比較，如表 2-1。

表 2-1 溫度量測種類。

特性	RTD	熱電偶	熱敏電阻
溫度範圍	-240°C ~650°C	-210°C ~1760 °C	-40°C ~250°C

而電阻隨溫度變化關係可再區分為「臨界溫度係數」、「正溫度係數」及「負溫度係數」。指當電阻值會隨著溫度上升而上升指「正溫度係數」(Positive Temperature Coefficient, PTC)。若與其電阻值會隨著溫度上升而下降者則稱「負溫度係數」(Negative Temperature Coefficient, NTC)。「臨界溫度係數」(Critical Temperature Coefficient, CTC)則指當溫度上升至某一點時，其電阻值產生劇烈變化，其三者電阻與溫度關係如下圖 2-7。本研究利用市售電錶量測觸控薄膜隨溫度關係，探討其溫度電阻係數。

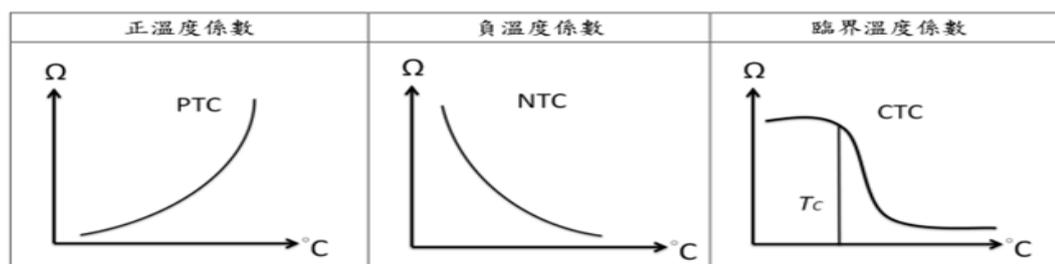


圖 2-7 溫度電阻變化特性。

## 2.2.4 離子感測器種類與原理

電導為物體讓電流傳遞及導電能力。在固體中主要為電子傳導，溶液中則隨水中陰陽離子移動傳遞。因水溶液離子解離速率受溫度上升而升高，故不同溫度下，相同水體，電導度將隨溫度上升而增加。電解水由於水中電解質會解離為離子，使水溶液產生導電能力，故電導度也為電解質含量指標之一。目前市售電導度計均具有溫度補償功能，可將不同溫度下電導度測量值換算為 25°C 下電導度值，校正溫度影響量測值；或利用市售電導度校正液，例如：0.1 M、0.01 M、0.001 M 氯化鉀溶液，將標準溶液保持在包裝標示溫度(25 ± 0.5°C)，進行已知電導度標準校正。量測架構方面，電導主要分為兩電極式及四電極式，兩種量測架構如下圖 2-8，兩極式為施加固定交流電流於已浸泡於待測溶液之兩電極，測定兩電極間電壓，及經電壓與電流轉換為電導度值如圖 2-8(a);四極式主要透過外側兩電極如圖 2-8(b)中 E1、E2 施加交流電流，再經由內部 E3、E4 測定兩電極間電壓。

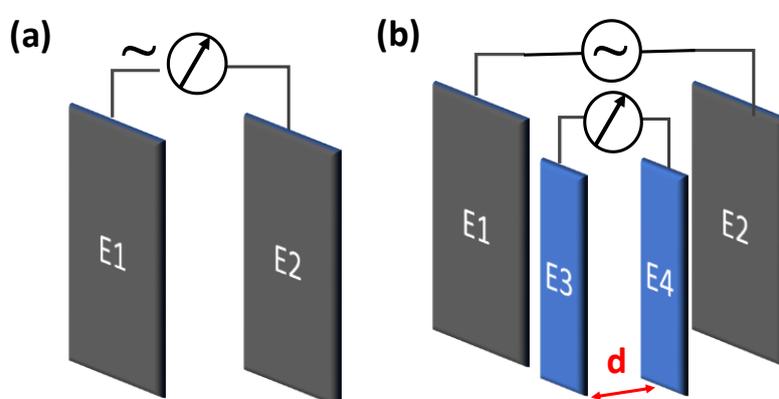


圖 2-8 常見電導度量測架構。(a)二極式(b)四極式。

電導度單位主要為電阻之導數，單位為姆歐/公分(mho/cm, S/cm)，一般將電極定義為電極面積 1 cm<sup>2</sup> 下距離 1 cm 之值，因其與量測電極面積成正比，電極間距成反比，關係如下。

$$R = \rho \frac{L}{A}, L: \text{材料長度}, A: \text{表面積} \dots \dots \dots (2.6)$$

$$G = \frac{1}{R} = \frac{A}{\rho L}, G: \text{電導}, \text{電阻之反比} \dots \dots \dots (2.7)$$

水的電導於不同國家、城市定義有所不同，如：台灣灌溉用水電導度標準定義為 750  $\mu\text{S}/\text{cm}$ ，河川地表水電導度值不超過 400  $\mu\text{S}/\text{cm}$ ，美國飲用水電導度約 50 至 1500  $\mu\text{S}/\text{cm}$ ；城市部份，自來水電導度於台北市標準約為 100  $\mu\text{S}/\text{cm}$ ，於高雄市約為 750  $\mu\text{S}/\text{cm}$ [56]。近年來，隨著人們越來越注重生活保健，對平時飲食安全越來越注重，飲用水的軟硬度尤其重要，其水質中水之軟硬與電導關係，如表 2-3，分別為非常軟(小電導度)至非常硬(大電導度)依序比較。最後為常見水體對應電導度值，如表 2-2，依序從海水(導電度大)至超純水(電導度小)排序；

表 2-2 日常生活常見不同水體電導：由海水至超純水[57]。

海水	鹽水	飲用水	自來水	山泉水	蒸餾水	超純水
56	100	<1055	550-800	1	0.5	0.055
mS/cm	mS/cm	$\mu\text{S}/\text{cm}$	$\mu\text{S}/\text{cm}$	$\mu\text{S}/\text{cm}$	$\mu\text{S}/\text{cm}$	$\mu\text{S}/\text{cm}$

表 2-3 水的電導度與軟硬度對應[58]。

硬度	非常軟	軟	微硬	中度硬	非常硬
導電度	0 - 140	140 - 300	300 - 500	500 - 840	800 以上
$\mu\text{S}/\text{cm}$					

## 第三章 晶片設計與實驗架構

本章節首先介紹感測晶片設計概念與加工方式，第一節感測晶片加工製程部份，主要包含傳統濕式蝕刻與快速雷射加工介紹與比較，如何設計感測圖樣、感測區圖樣加工、最後與 FPC 連接插槽結合。第二部份主要介紹後端實驗量測架構，由於感測薄膜浸泡於待測溶液中容易受溫度等環境因素影響，為了量測到良好的晶片特性，本研究分別將架設穩定溫度、酸鹼度及電導度量測環境。

### 3.1 感測晶片加工製程

本章節分為兩小部份，首先第一部份介紹，感測區域設計，第二部份代入傳統半導體濕式蝕刻製程及快速雷射加工，將兩種加工方法比較，最後介紹本研究中，感測晶片設計與加工方法。

#### 3.1.1 感測晶片設計

本研究中，感測晶片設計圖主要由 AutoCAD<sup>®</sup> 軟體繪製，感測區分為溫度、酸鹼度及離子濃度三種感測區，如圖 3-1(a)。晶片連接後端電路方式，主要使用市售 FPC 軟排線插槽 6 腳位間距 1 mm 作為薄膜與後端電路連接器，如圖 3-1(b) 部份。三種感測區中，酸鹼感測區以感測水中氫離子為主，故感測面積設計為三者中較大區域；溫度輸出主要以量測電阻為主，故以 U 圖型作為設計，將 U 型端點淨入水中，作為主要溫度電阻變化感測區域；離子濃度以兩電極式作為量測，故設計兩電極圖形作為感測區域，量測兩電極間水溶液電阻值，三種感測區域設計如圖 3-1(c) 部份所示。

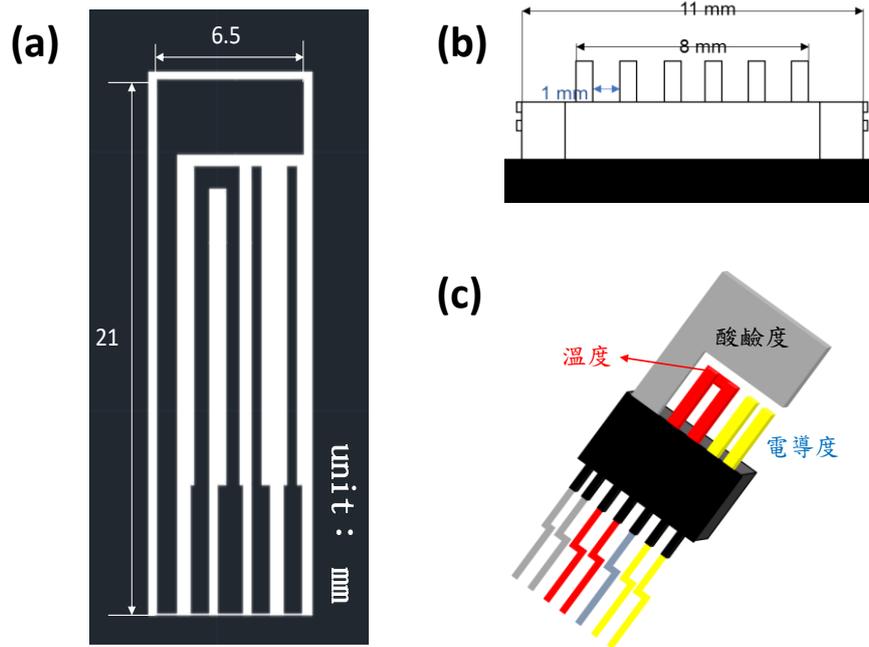


圖 3-1 感測晶片量測插槽示意圖：(a) AutoCAD® ITO 感測晶片設計圖(b)市售 FPC 軟排線插槽，1.0mm 6 pin(c)酸鹼、溫度及電導度三種感測區標示圖。

### 3.1.2 晶片加工製程

半導體常見薄膜蝕刻方式，主要為濕式與乾式蝕刻兩種；前者主要使用強酸強鹼等化學藥品作為蝕刻液，與欲蝕刻範圍產生化學反應，將其區域蝕刻掉，此法容易受到溫度影響，如溫度過高容易造成化學反應過快，溫度低容易蝕刻不完全，導致最後蝕刻完成品質不佳，且由於主要使用化學藥品為主，對於環境與健康上傷害也較大。乾式蝕刻主要由電漿蝕刻或光學蝕刻法，為不含水份物理蝕刻方法，由於不需浸泡於化學溶液中，故蝕刻較為穩定。本研究中，所使用雷射加工屬乾式蝕刻方法，有快速、蝕刻圖案容易掌控、不須使用化學溶液及不受溫度影響等優點。CO<sub>2</sub> 雷射機(Venus II Laser Pro, GCC, 台灣)，加工前只需先將 AutoCAD®設計完圖形匯入控制電腦，調整適當參數後即可開始加工。加工功率為 0.12 W，加工速率為 20 英寸/秒，1000 每英寸點數 (Dots Per Inch, DPI)及 1524 每英寸像素(Pixels Per Inch, PPI)，如圖 3-3。詳細雷射加工如圖 3-4，受雷射加工為較低區域如圖 3-4(b)中雷射光蝕刻凹槽區域，未受雷射加工為圖 3-4(d)殘餘些

許小島狀較高區域。感測晶片加工完成後，利用無痕膠帶黏貼晶片，保護不需浸泡水中區域，避免晶片受液體噴濺或操作時刮傷晶片，造成晶片斷路或汙染，使得後端接收不到數據或所量測到的數值穩定性降低。

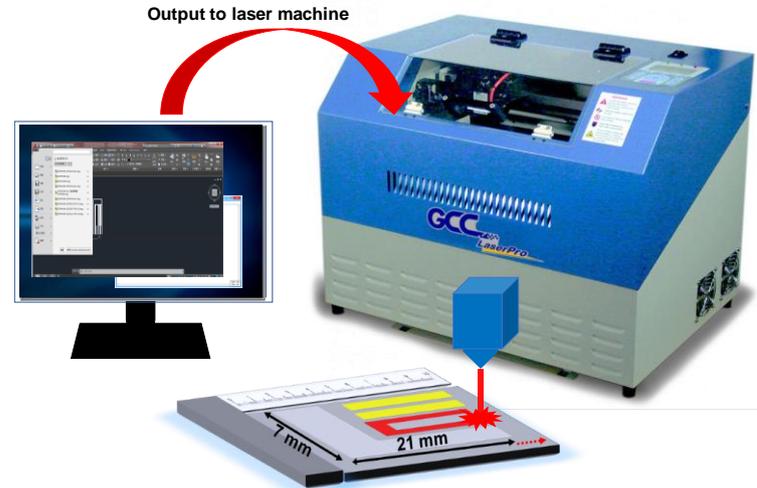


圖 3-2 感測晶片加工流程圖：將設計完成 AutoCAD<sup>®</sup>圖檔調整功率後輸出圖形，上傳至雷射機啟動雷射加工。

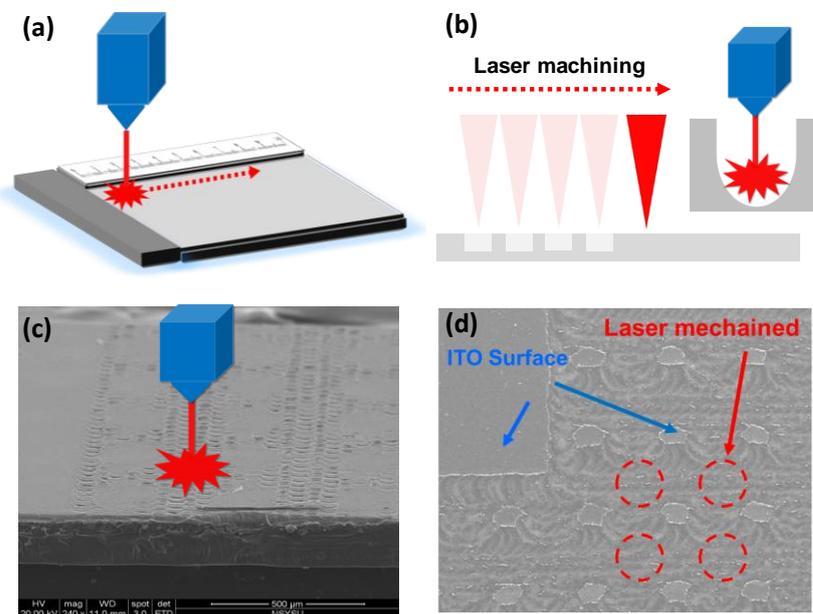


圖 3-3 細微感測晶片雷射加工示意圖：(a)雷射加工方向(b)雷射機台依設定頻率與功率加工(c)加工俯視圖(d)紅色區域為被雷射加工區域，藍色為未被加工薄膜表面。

## 3.2 實驗架構

本研究實驗架構設計中，為了精準量測不同感測區域性質，故分別設計三種量測系統，進行不同感測區域量測，將於本節中一一介紹。

### 3.2.1 酸鹼區量測系統架設

酸鹼量測系統以 ISFET 理論為基本架構，電路部分主要分為兩個部分。第一部分為參考電壓，利用穩壓 IC 提供 3 V 給與氯化銀參考電極，以提供 ITO 感測薄膜一穩定參考電位。而另一部分則為 pH 值與電訊號之轉換，利用三組 CMOS4007 元件，一共九顆 N 型金屬氧化半導體( N-Type Metal Oxide Semiconductor, NMOS)並聯，在其電晶體閘極端接收感測薄膜放置溶液裡所感應到之電位，並轉換為電流訊號。並聯 NMOS 的目的在於能夠提升閘極電壓與汲極電流之轉換值，能將不同 pH 值造成之電流變化加以放大，圖 3-5 為 pH 值量測電路圖。微小化電路如 3-6 圖。實際量測中，為了監控水溶液酸鹼值，本實驗以商用桌上型酸鹼度計，據有酸鹼小數點後三位高精度數據量測，可作為量測時水溶液酸鹼值標準，如圖 3-7，酸鹼量測架構示意圖。

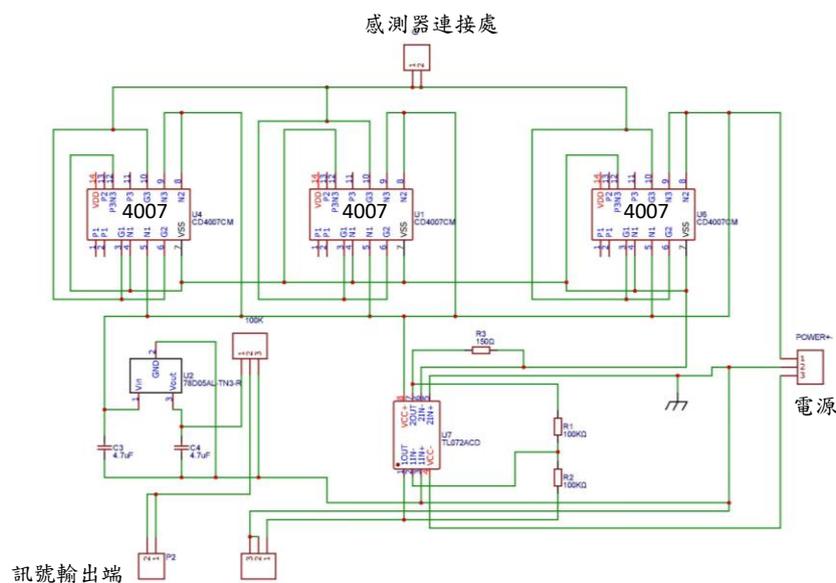


圖 3-4 酸鹼量測電路示意圖：將 3 顆 CMOS4007 中 9 組 NMOS 閘極、源極與汲極並聯，閘極連接感測器連接處，源極連接後端 I-V 電路，量測訊號以電壓輸出。

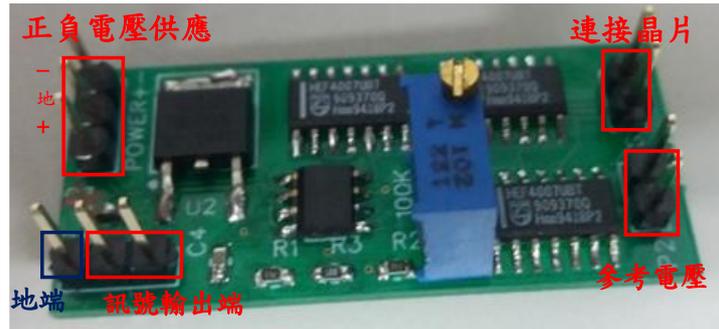


圖 3-5 以 SMD 元件製作之 pH 感測電路板：交由廠商洗出圖 3-5 電路後，經本研究自行焊接而成。

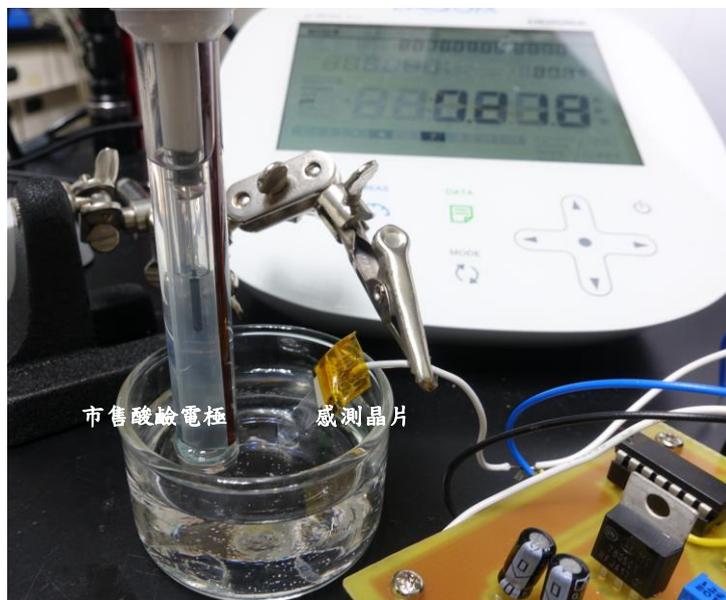


圖 3-6 酸鹼量測示意圖：利用市售酸鹼電極為溶液校正，感測薄膜與電路以 FPC 插槽連接。

### 3.2.2 溫度區量測系統架設

溫度電阻部份，以探討 ITO 觸控導電薄膜電阻隨溫度變化特性為主，溫度控制系統設置如下圖 3-7，利用一小型不銹鋼鍋，以加熱絲纏繞外圍，最外圍再以保溫棉圍繞達到保溫作用；加熱部份，主要利用比例-積分-微分控制器 (Proportional-Integral And Derivative Control, PID) 連接固態繼電器 (Solid State Relay, SSR) 作為溫度感測切換電源裝置。當溫度低於設定溫度時，控制器自動開

通加熱絲部份，進行加熱。降溫部份，主要利用致冷晶片進行降溫，於致冷晶片熱端塗上一層散熱膏與散熱片碰觸，冷端部份與不銹鋼鍋底部接觸，若感測溫度低於設定溫度，PID 將轉換電源至致冷晶片部份，進行降溫。晶片後端電阻訊號處理部份，主要使用桌上型阻抗分析儀(34410A, Agilent, 美國)經 FPC 插槽與溫度感測晶片連接，再連接 Agilent 公司所提供後端軟體，將實驗數據自動存取為 MS EXCEL<sup>®</sup>檔，最後整理數據進行討論。

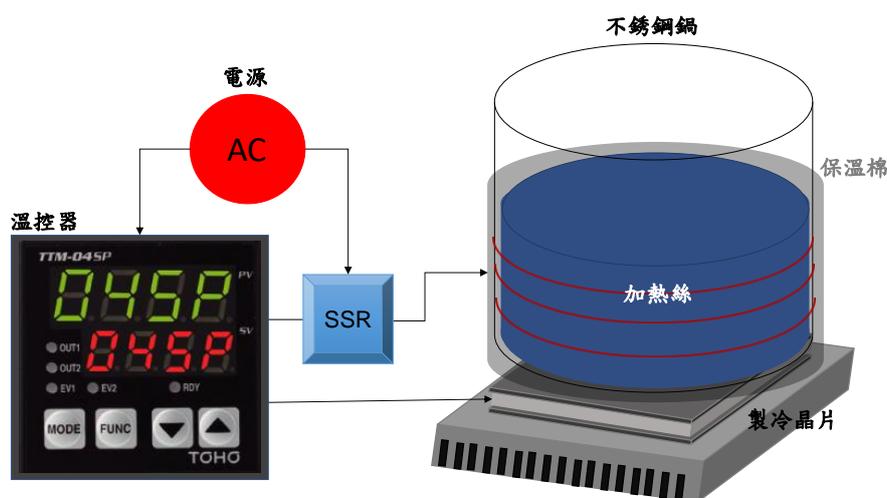


圖 3-7 溫度控制系統。

### 3.2.3 離子濃度區量測系統架設

本次離子濃度量測主要利用交流阻抗分析儀(U1732C, Agilent, 美國)進行電阻量測。架構方面，由於水中電導與面積有關，為了固定溫度計與感測晶片浸入溶液深度，本研究利用雷雕製作感測插槽固定架，如圖 3-9(b)，方形洞孔設計與連接感測晶片插槽長寬相當，可將插槽固定於方形孔上，避免晶片與溫度計碰撞。圓形孔部份，能使用溫度計伸入，進行隨時溫度監控。圖 3-8(a)為實際量測圖，電導量測主要設定以 10 kHz 進行。

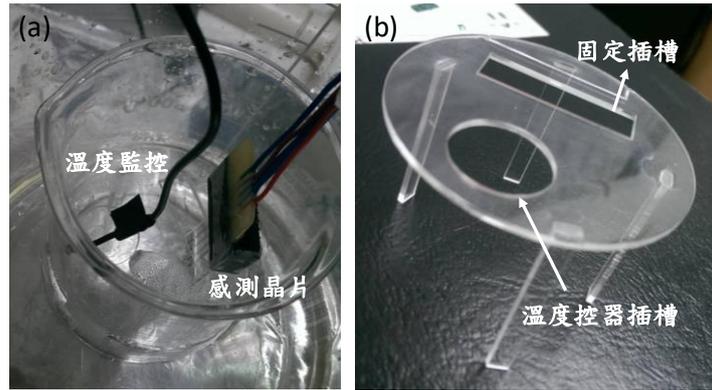


圖 3-8 電導度量測固定架：(a)實際量測示意圖(b)固定架實際圖。

## 第四章 結果與討論

本研究感測晶片量測分析內容，電路部分主要以延伸式場效電晶體為基礎連接晶片，酸鹼感測區將三顆市售高穩定度 MOS 內 9 顆 NMOS 並聯後，再用 I 轉 V 電路進行轉換。電導度及溫度部份利用 AgilentU1732C 及 34410A 電錶作為量測。研究結果主軸可分為晶片製程分析及實際量測結果，晶片製程探討晶片加工前後特性。量測結果部份細分為溫度、酸鹼度、電導度三種量測區域探討，酸鹼區域再分為穩定性、重複性、感測靈敏度和溫度影響四種方面探討；其量測穩定性分析主要將感測晶片放入水溶液中，長時間量測，探討輸出訊號是否穩定；重複量測部分，將感測晶片利用夾具固定夾穩，放置於手動式升降台上，利用升降台穩定上升下降，使晶片重複浸泡於待測溶液，再離開待測溶液，反覆此步驟，探討晶片特性，升降台的使用可大幅降低手動插入水中離開水面之時間與位置誤差，提高整個量測系統固定端的穩定性，如圖 4-1。感測器靈敏度探討部份，為水質感測器重要因素之一，本部份將感測器與水溶液接觸，利用後端量測儀器，計算感測器到達穩定所需時間，此部份也利用夾具將晶片穩定固定，確定每次晶片進入溶液時間與角度；最後溫度影響酸鹼部份，由於市面上酸鹼感測器通常需經溫度部份校正，此部份將固定已知酸鹼溶液加熱至不同溫度，探討不同溫度下，對酸鹼量測影響。本研究以雷射加工 20 片相同感測區晶片，進行不同酸鹼感測，

結果證明雷射加工確實提高晶片量測穩定度，此部份結果於 4.1.2 小節中討論。最後，本研究採樣不同的同學尿液樣本實際進行酸鹼度與電導度量測，證實本架構可應用於尿液量測，將於 4-5 節討論。

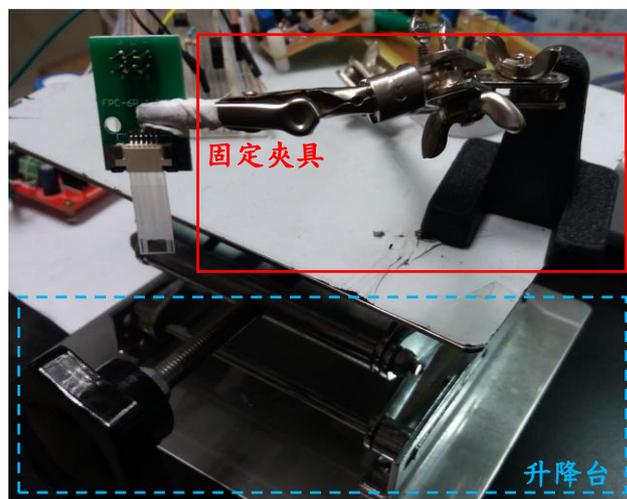


圖 4-1 晶片重覆性與靈敏度實驗中所使用來固定晶片的架構。

## 4-1 晶片製程分析

本研究中，感測晶片加工部份，使用快速雷雕加工代替傳統溼式蝕刻。為了分析每次加工穩定度。本節主要分兩小節實驗，第一節主要分析雷雕加工前與加工後 SEM 圖，以最直觀的方式觀察，雷射加工情形。第二節部份以分析加工穩定度為主要重點，首先將感測薄膜以同一批雷射加工製作 20 片感測晶片後，利用此批 20 片不同晶片進行同一酸鹼溶液量測，探討其雷射加工製程下晶片量測穩定特性。詳細結果由下兩小節說明。

### 4.1.1 雷射加工結果分析

本部份探討雷射加工實驗中，加工前觸控薄膜如圖 4-2 SEM 圖所示，未加工前 ITO 觸控薄膜為一乾淨平整的表面，雷雕加工後如圖 4-3，未被雷射加工區域為紅色箭頭所標示區域，被雷射加工為圖中相對較低的區域，以白色框線所標示。為了進一步使每次加工後其不同電極間皆能達到絕緣，此部分探討未被雷射加工所殘留薄膜與焦點關係，如圖 4-4，同一地點加工一次與加工四次比較。由

結果得知位於焦點上加工，SEM 圖上量測殘留未被雷射加工的 ITO 薄膜，由 SEM 量測可知直徑約 59.76  $\mu\text{m}$ ，而位於焦點上 1 mm 雷射加工後，其殘餘未被加工的 IT 直徑約為 42.26  $\mu\text{m}$ ，較焦點上小，固可每提高每次加工時焦距距離，增加雷射加工面積，使殘留下來未被雷射加工的 ITO 面積減小，並增加不同感測區域及電極間絕緣性。圖 4-5 為不同次數雷射加工後 SEM 圖，得知一次加工後所殘留下來未被雷射加工區域，可於雷射四次加工後，幾乎消失，多次雷射製程也可以提高晶片電極間絕緣特性。完整雷射加工如圖 4-6，由白色框與紅色框區域可相對應於右邊(a)溫度感測區(b)電導度感測區兩部份 SEM 圖。

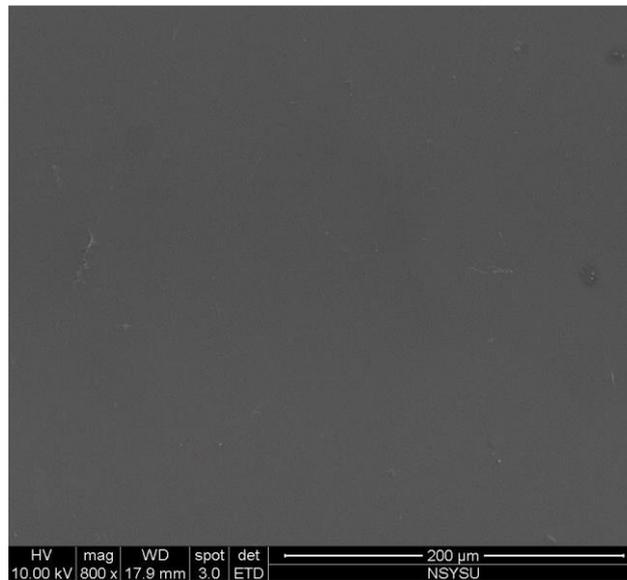


圖 4-2 未加工觸控薄膜 SEM 圖。

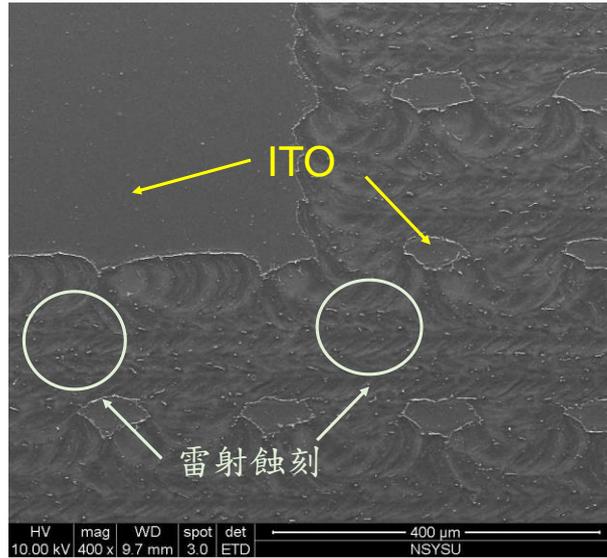


圖 4-3 觸控薄膜雷射加工 SEM 圖。

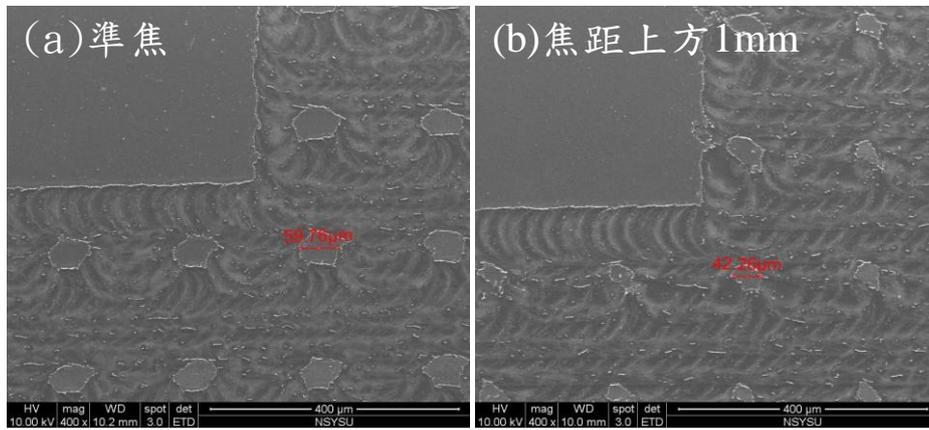


圖 4-4 雷射加工：不同準焦比較。

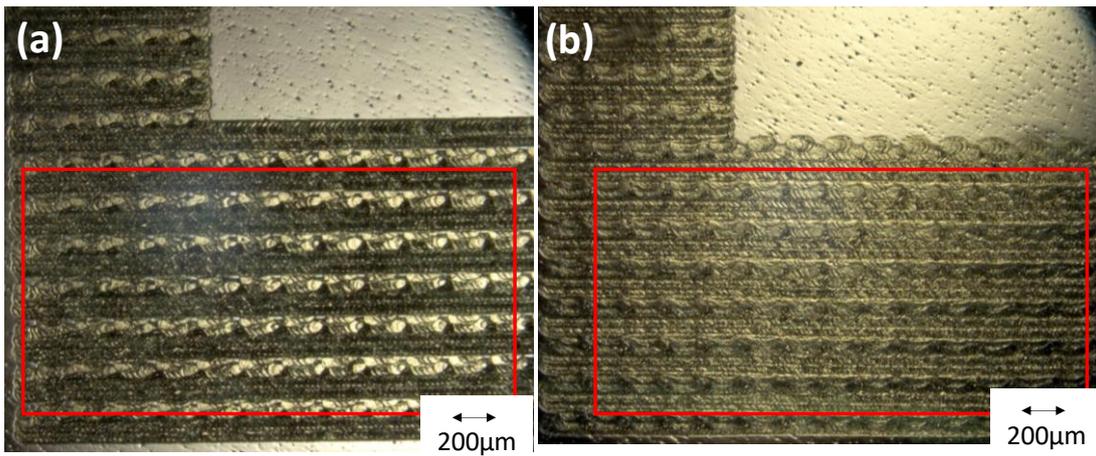


圖 4-5 雷射加工次數比較：(a)雷射加工一次(b)雷射加工四次。

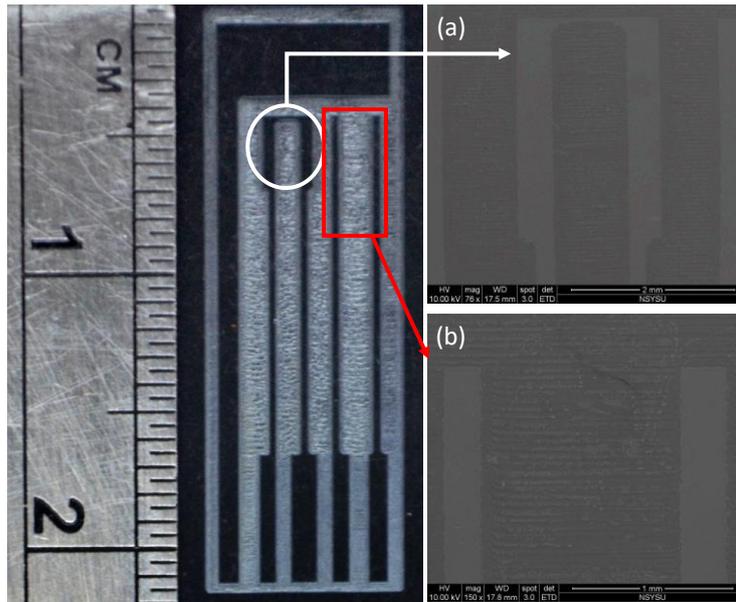


圖 4-6 雷射加工完成圖：(a)溫度感測區域 (b)電導度感測區域。

#### 4.1.2 晶片量測分析

本小節製作 20 片晶片，分別量測 pH4、pH6、pH8、pH10 四種酸鹼溶液，並利用市售電導度計於每次量測前將溶液進行校正。量測結果如下圖。

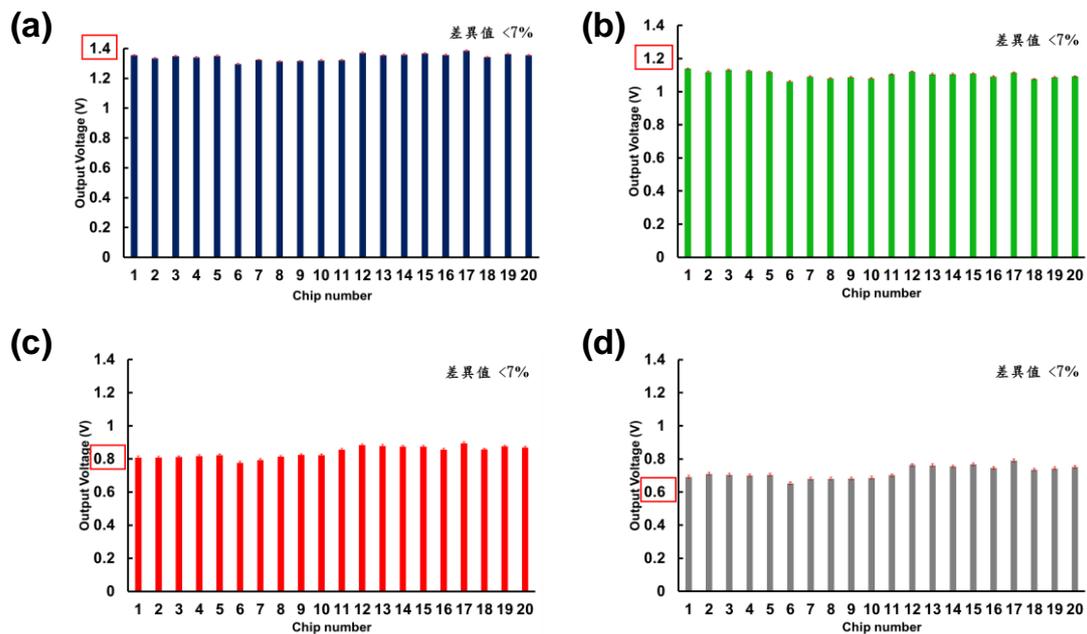


圖 4-7 20 片不同晶片量測結果：(a)固定 pH4 量測結果(b)固定 pH 量測結果(c)固定 pH8 量測結果(d)固定 pH10 量測結果，相同酸鹼不同晶片間變異量接小於

7%。

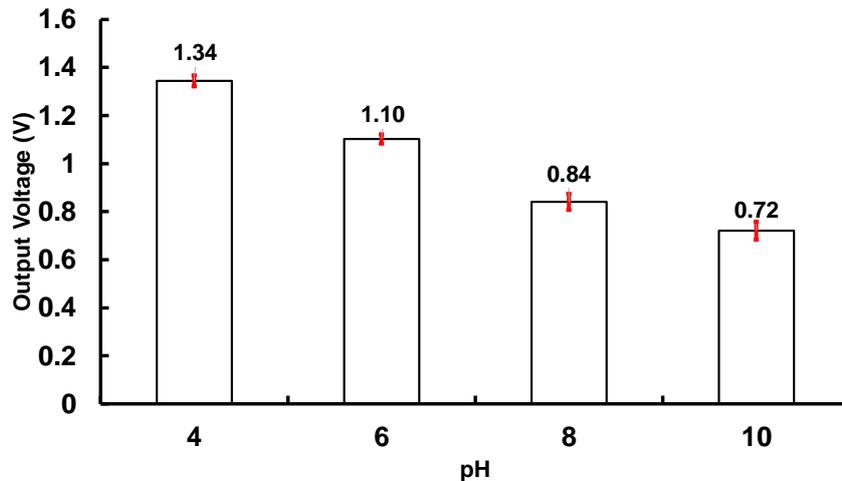


圖 4-8 製作 20 片不同晶片不同酸鹼量測所得電壓的平均值：座標上方數字 20 片晶片在 pH4、pH6、pH8、pH10 不同酸鹼量測輸出電壓平均數值。

由圖 4-7 可直觀得知 20 片不同晶片於同樣感測溶液下量測結果，20 片在相同酸鹼度下誤差不到 7%。不同酸鹼度下量測平均電壓值如圖 4-8，可知本研究感測晶片製程所加工之晶片有良好的穩定性，使不同晶片間量測誤差能小於 7%。

## 4-2 酸鹼量測

酸鹼度量測部份，主要以 ISFET 為架構最為後端量測架構。對於 ISFET 而言，後端連接電晶體特性將影響電壓與電流轉換，而對不同酸鹼度電晶體轉換電流特性，將影響本研究實驗結果。為了取得穩定且高轉換後端酸鹼量測架構。本研究比較市售 CMOS4007 場效電晶體，將內部三顆 NMOS 閘極、源極與汲極分別並聯，利用半導體參數分析儀(4142B, Agilent, 美國)量測及 LABVIEW<sup>®</sup> 軟體進行控制，將四個不同市售電晶體通道電壓轉換通道電流最高者，選擇為本研究酸鹼量測使用的電晶體。穩定性及重覆性結果分析部份將於後面小節討論。

### 4.2.1 電晶體特性曲線

電晶體特性實驗中，由於市售 CMOS 電晶體內部為三顆 NMOS 及三顆 P 型金屬氧化半導體 (P-Type Metal Oxide Semiconductor, PMOS) 所組成，為了預先確

認三顆 NMOS 並聯特性。本小節實驗設計將市售單顆 CMOS 中，三顆 NMOS 閘極、源極與汲極分別並聯，而非只連接單顆 NMOS 取得其特性。量測時線路連接與軟體設定步驟如下，將通道電壓( $V_{DS}$ )端、閘極電壓( $V_{GS}$ )端分別連接 Agilent4142B 的 CH1 與 CH2 訊號，LABVIEW® 介面參數設定為  $V_{DS}$  從 0 至 9 V， $V_{GS}$  從 0 至 5 V， $V_{GS}$  以 0.1 V 為一間隔進行量測，調整完參數即可進行量測，最後輸出結果，取得特性曲線圖，量測介面如圖 4-9。四種不同市售 4007 型號，CD4007UB、CD4007UBMCK、CD4007VK 及 HEF4007UB 量測結果如圖 4-10。比較結果可見，在相同 5 V 閘極電壓下，HEF4007UB 有較大轉換電壓，可提供電路 I 轉 V 較大訊號，本研究電晶體部份將選用之。

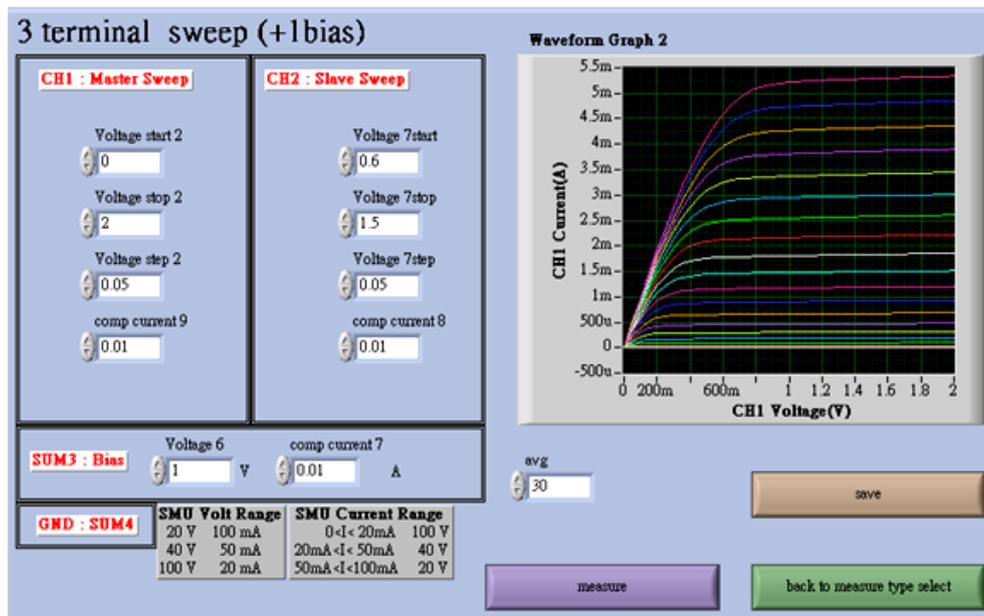


圖 4-9 Labview® 控制介面。

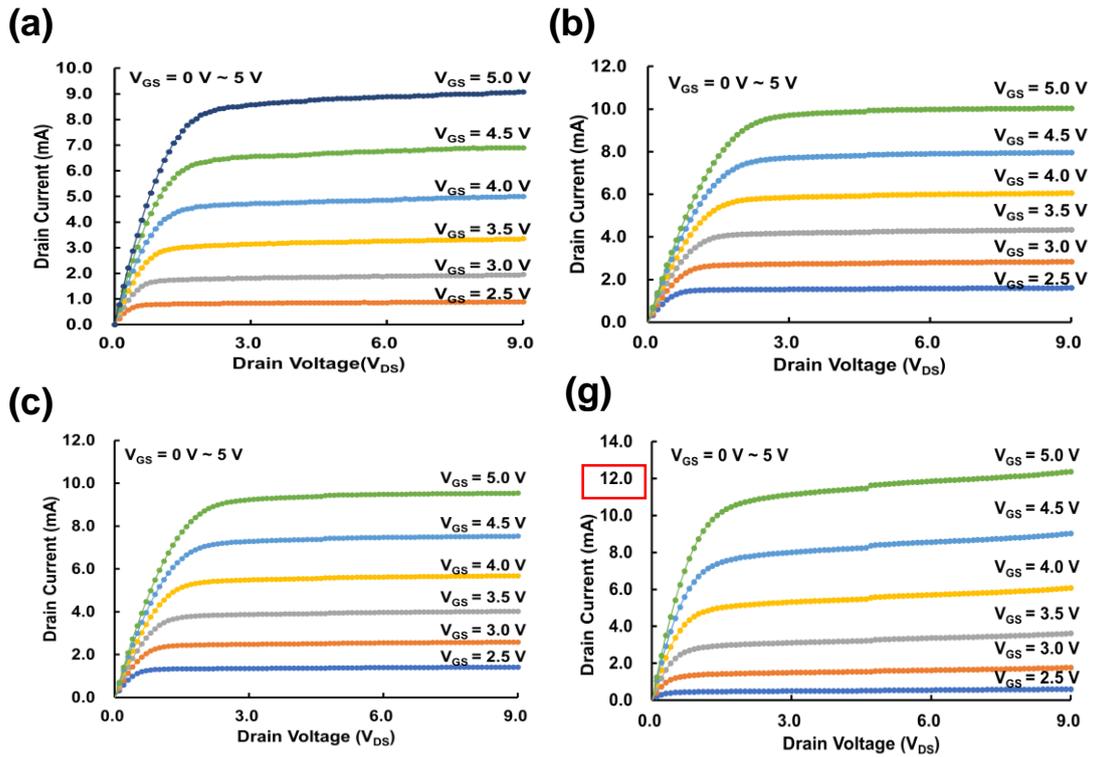


圖 4-10 四種不同電晶體特性曲線：設定  $V_{DS}$  電壓從 0~9 V、 $V_{GS}$  電壓從 0~5 V， $V_{GS}$  以每 0.1 V 為一個區間量測(a) CD4007UB (b) CD4007UBMCK (c) CD4007VK (d) HEF4007UB。

#### 4.2.2 穩定性分析

感測器穩定度，將影響實驗中數據穩定性，由於本研究為 ISFET 架構，電晶體實際連接薄膜，後端通道電流訊號穩定度為酸鹼感測器重要影響因素。本章節實驗主要探討電晶體與薄膜連接，量測長時間下穩定特性。薄膜面積設計為  $6.5 \times 3 \text{ mm}^2$ 。而為了有較大電流訊號，實驗中，將市售 3 組 CMOS 中，共 9 組 NMOS 並聯，後端 Agilent 4142B 量測施加  $V_{DS}$  並量測通道電流( $I_{DS}$ )。將感測薄膜晶片淨泡不同酸鹼水溶液下，量測其 MOS 輸出電流變化隨時間穩定特性。接下來部份，利用本研究設計電路，將電晶體  $I_{DS}$  轉換為電壓訊號，再量測後端輸出電壓穩定性。結果可知，如圖 4-11，薄膜對於不同酸鹼長時間量測下，具有非常穩定特性，可作為未連接後端電流轉電壓訊號前，電流訊號穩定性確認。而對

於電晶體連接後端電路，量測結果，也得到相對線性電壓輸出，如圖 4-12。可知本研究酸鹼後端與前端感測晶片量測可據有良好的穩定性，足夠作為酸鹼感測使用。

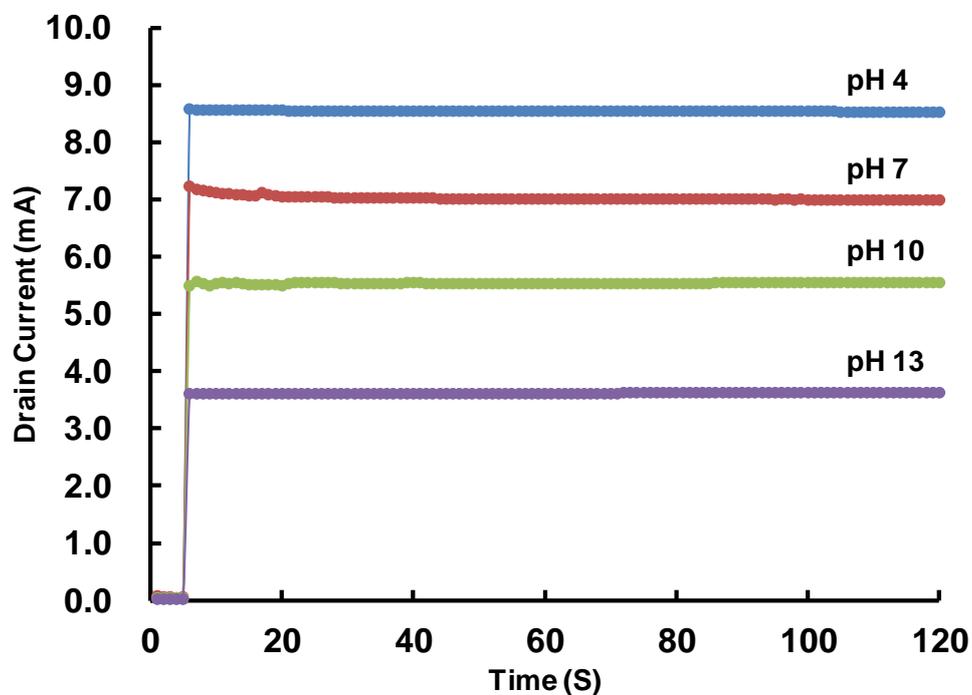


圖 4-11 不同酸鹼下，NMOS 通道電流量測關係。

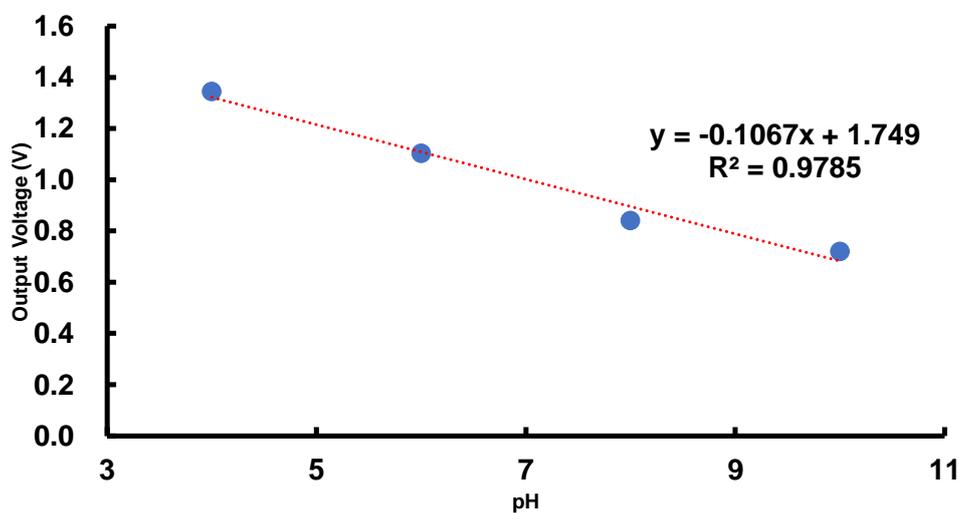


圖 4-12 不同酸鹼值下對應輸出電壓值。

#### 4.2.3 不同感測面積探討

根據電雙層及吸附鍵結原理，感測面積為酸鹼感測中重要參數，且依據前人

研究結果感測面積越大，單位面積( $1.0\text{mm}^2$ )等效電壓的改變量越大的結果，得知在面積為  $20\times 10\text{mm}^2$  時，整體裝置效能與面積關係最佳。本研究中，由於改良薄膜加工製程，面積可縮小至前人晶片感測的 10 倍大小，為了瞭解不同感測面積與目前酸鹼裝置量測訊號關係。本小節設計以  $19.5\text{mm}^2$  為最小面積，寬每次  $1.0\text{mm}$  方式增加，設計出  $26.0\text{mm}^2$ 、 $32.5\text{mm}^2$ 、 $39.0\text{mm}^2$ 、 $45.5\text{mm}^2$  及  $52.0\text{mm}^2$  包含  $19.5\text{mm}^2$  共 6 種不同的感測面積，如圖 4-13。實驗時，使用相同 PFC 插頭連接晶片與電路，降低任何可變因素，開始量測時，分別將不感測面積晶片浸泡於相同酸鹼溶液中，記錄後端輸出電壓，最後進行運算將數據進行比較。如圖 4-14，結果可知其微小化後的感測晶片，不同面積對於量測數據影響不大，變異量小於 8%。此可作為未來若需更改晶片設計時的參考依據。

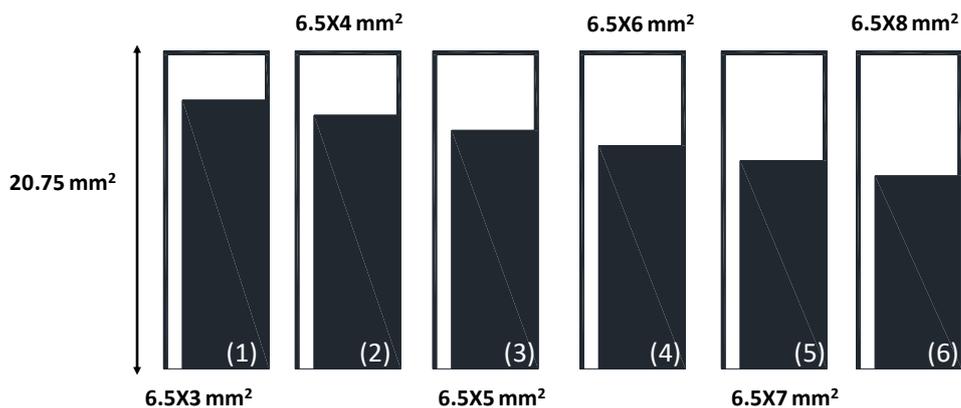


圖 4-13 不同感測面積設計：總共設計  $19.5\text{mm}^2$ 、 $26.0\text{mm}^2$ 、 $32.5\text{mm}^2$ 、 $39.0\text{mm}^2$ 、 $45.5\text{mm}^2$  及  $52.0\text{mm}^2$  六種不同感測面積。

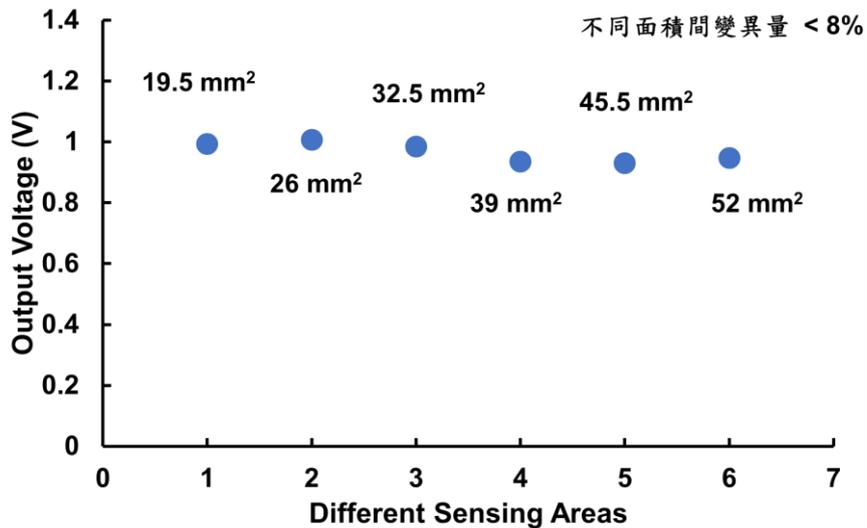


圖 4-14 不同感測面積輸出感測訊號：不同面積間變異量<8%。

#### 4.2.4 不同參考電極電壓分析

薄膜酸鹼量測中，需施加參考電壓提供一穩定電位，所施加電位大小與穩定度對於後端訊號穩定度有直接關係。為了了解不同酸鹼下，施加不同參考電壓穩定性量出訊號斜率變化。本實驗設計選擇 3 V 與 3.5 V 兩種參考電壓，量測不同酸鹼下，輸出電壓線性度與斜率比較。量測結果如下圖 4-15。由結果可知，本架構下，施加越高參考電位，不同酸鹼輸出電壓訊號越大，而施加不同參考電壓量測不同酸鹼結果，其線性度皆可到達 0.987，由此可證，本架構參考電極具有良好的穩定性，可調整不同參考電位達取得感測電壓結果，在此為了電路設計方便，本研究採用 3 V 作為參考電壓使用。

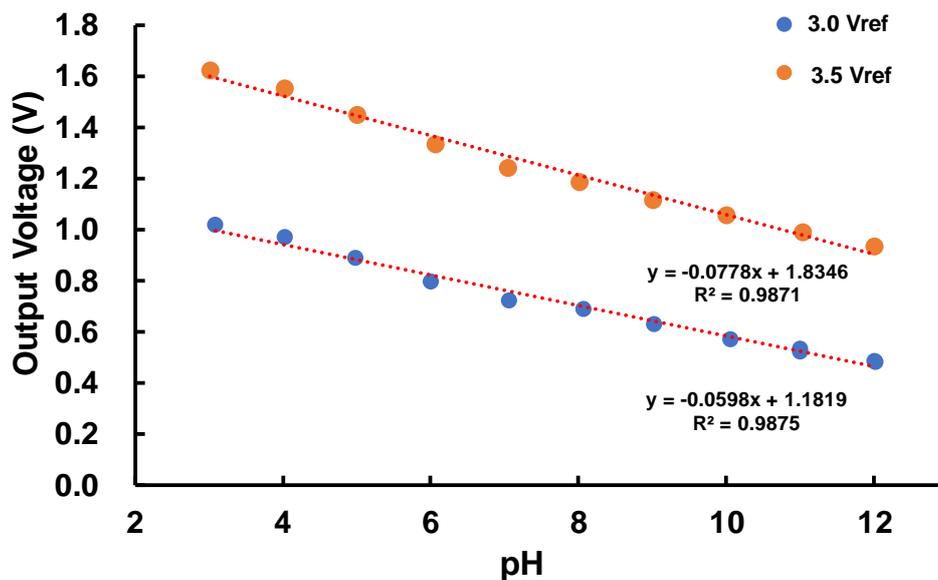


圖 4-15 不同參考電壓與輸出電壓訊號影響。

#### 4.2.5 量測系統靈敏度分析

對於感測器而言，靈敏度為感測器重要部份之一，常見市售酸鹼感測器量測時，到達穩定值所需反應時間通常約 15 ~ 20 分鐘。本節實驗設計，主要利用 Agilent 4142B 進行通道電流量測，將感測晶片放置於不同酸鹼溶液中，分析當感測晶片浸入溶液中，到達穩定值所需時間。量測結果如圖 4-16。電壓輸出值如圖 4-13。由此兩張圖結果可知，不同酸鹼下晶片從未浸泡溶液至浸泡溶液並到達穩定值，量測所需反應時間只需小於 1 秒，與市售酸鹼計所需時間相比，大幅縮短整體量測時間。且由於所選市售電晶體與晶片連接，量測不同酸鹼度時，輸出通道電流具有穩定特性，故本小節實驗所探討反應時間，由後端電壓輸出也具有穩定及極短反應時間的優點。此量測結果證實此架構可作為快速水質酸鹼感測使用。

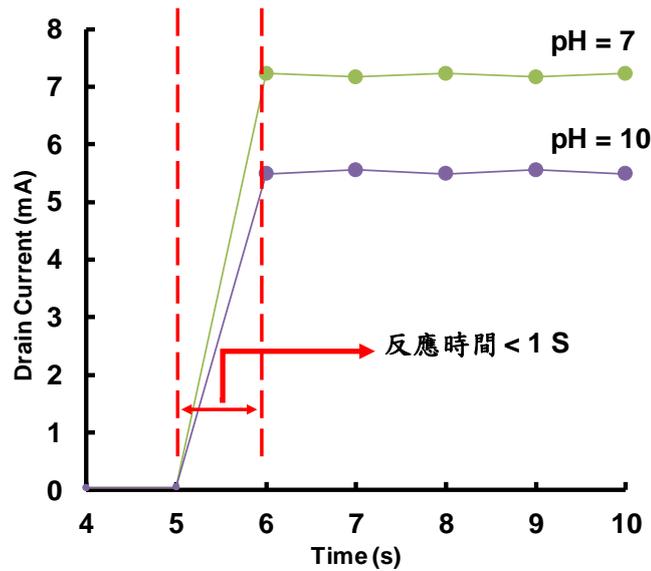


圖 4-16 不同酸鹼反應時間：經 Agilent 4142B 量測通道電流結果。

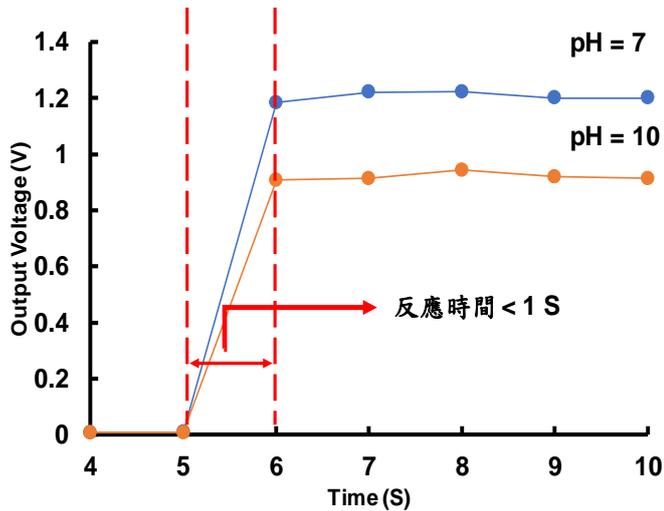


圖 4-17 不同酸鹼反應時間：經後端電路量測輸出電壓訊號結果。

#### 4.2.6 重覆性分析

本小節除了將感測晶片浸泡於溶液中，離開溶液，再浸入溶液中分析感測重覆性外。為了探討不同感測晶片的差異，也將感測晶片進行連續兩天量測，分析其結果。重覆性量測結果如下圖 4-18，主要由 pH4 - pH6 - pH8 - pH10 再由 pH10 - pH8 - pH6 - pH4 進行一輪實驗量測。在此本研究將各酸鹼值由 pH4 至 pH10 量測到的電壓與經 pH10 至 pH4 重覆量測後的電壓，相比較計算出變異量。得重覆量測相同 pH 值其變異量約小於 2%。為了分析不同時間量測對酸鹼度量測影響，

本實驗也設計連續兩天量測，並利用相同溶液於第一天量完後，室溫中放置到第二天繼續量測。晶片部份，為了不增加任何可變因數，將晶片連接 FPC 插槽後，兩天量測使用相同晶片量測。實驗結果如圖 4-19，得兩天量測差異性約小於 5 %。由此可知，本研究架構相同晶片於不同時間重複量測結果差異不大，未來可朝長期水質監控方向發展。

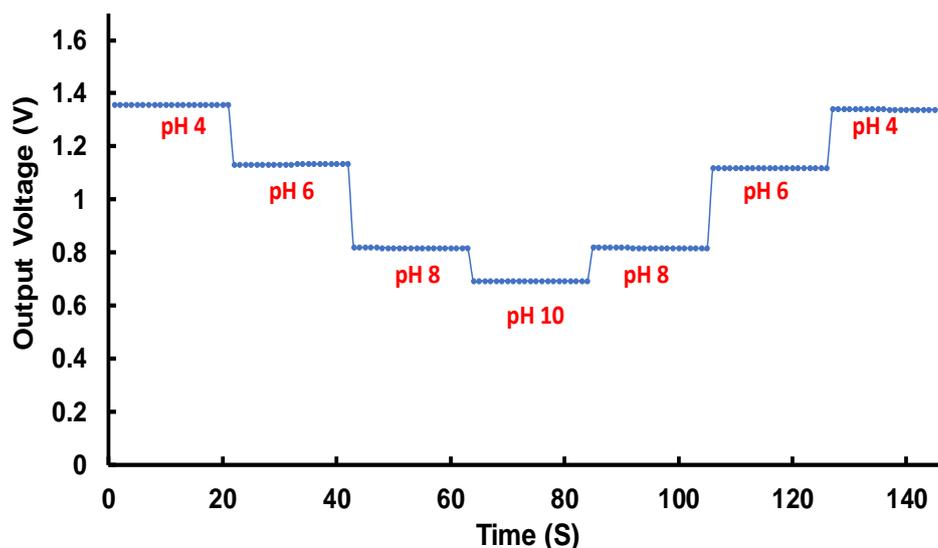


圖 4-18 淨泡不同酸鹼重覆量測：經 pH4 - pH6 - pH8 - pH10 再由 pH10 - pH8 - pH6 - pH4 進行一輪實驗量測。

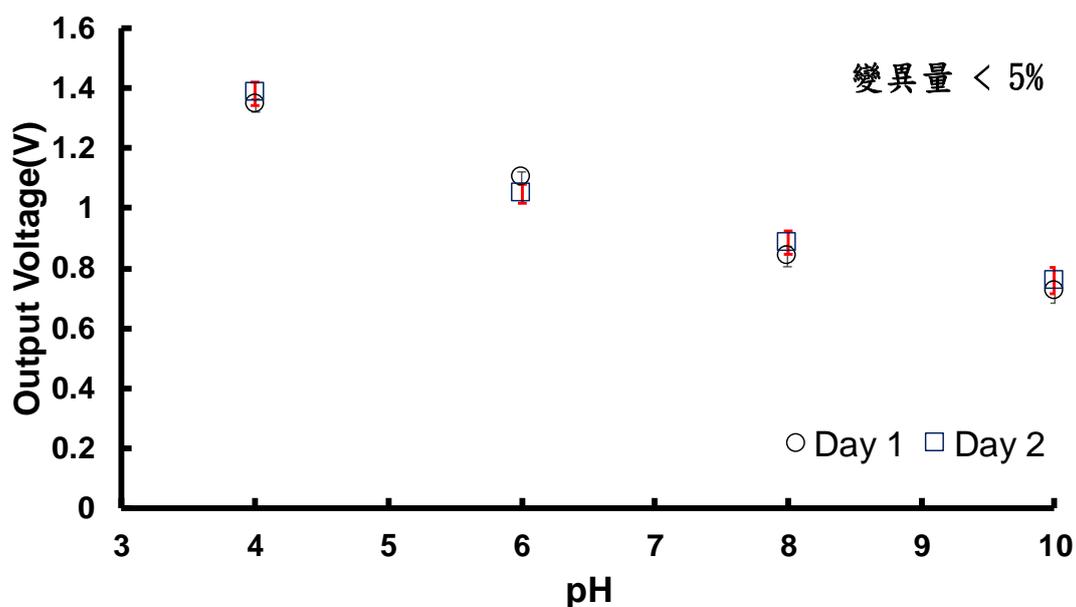


圖 4-19 連續兩天酸鹼量測結果：兩天變異量 < 5 %。

#### 4.2.7 酸鹼度與溫度關係

水中離子易受溫度影響，市售酸鹼量測時皆需進行溫度校正。本研究架構主要為延伸式閘極架構，與市售玻璃電極原理上略有差異。為了研究本實驗架構中溫度對不同酸鹼輸出訊號影響。此小節實驗設計將由市售桌上型酸鹼度計量測溶液酸鹼值 1 M KOH 與 1 M HCl 調配出的溶液校正後，將已知酸鹼的溶液加熱，晶片放置溶液中，量測不同溫度下，相同酸鹼不同溫度後端電壓訊號結果。由此可知，本研究中晶片酸鹼量測部份受溫度影響約  $-0.006 \text{ V}/^{\circ}\text{C}$ ，此可作為往後溫度校正依據，如下圖 4-20 所示。

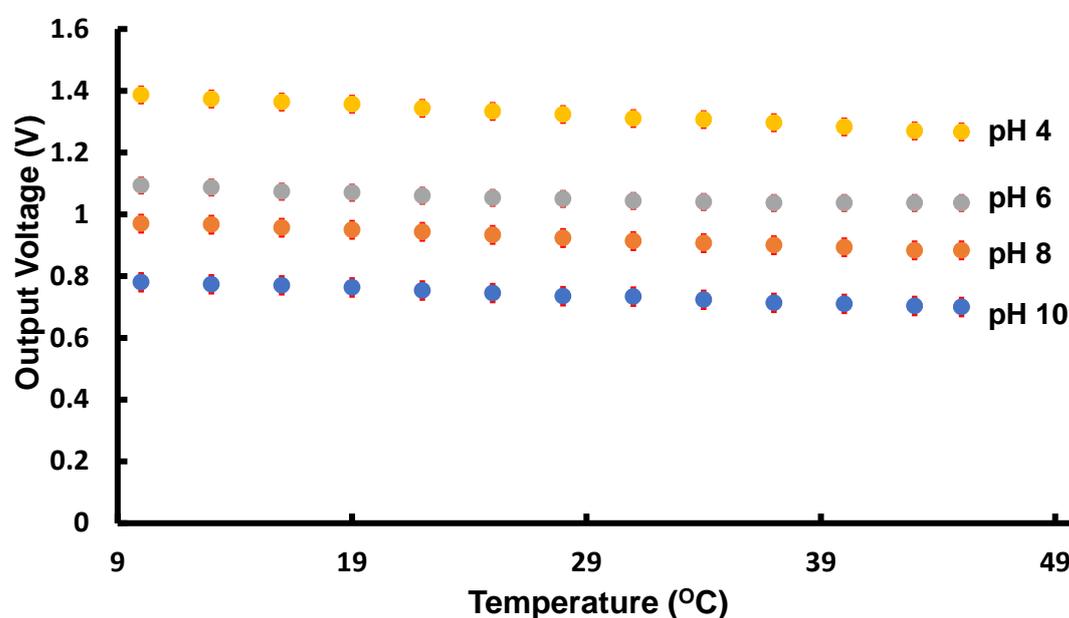


圖 4-20 固定酸鹼下量測溫度與酸鹼關係。

#### 4.2.8 酸鹼與流速關係

由於實際應用於水域中，必面臨不同水流動因素。故本節利用實驗用磁石攪拌棒放置於水溶液中，開啟機台磁石攪拌器(MS7-H550-Pro, DragonLAB, 台灣)進行攪拌，利用實驗設計的酸鹼電路，將感測晶片放置於裝滿 50 毫升溶液燒杯中，磁力攪拌子放置燒杯底部，將燒杯安置於磁石攪拌器中間，變動調整扭，改變不同磁石攪拌轉速，約每分鐘 100 rpm 至 500 rpm，結果如下圖 4-21。由結果得證

本研究酸鹼晶片，受流速影響變異量小於 4%。

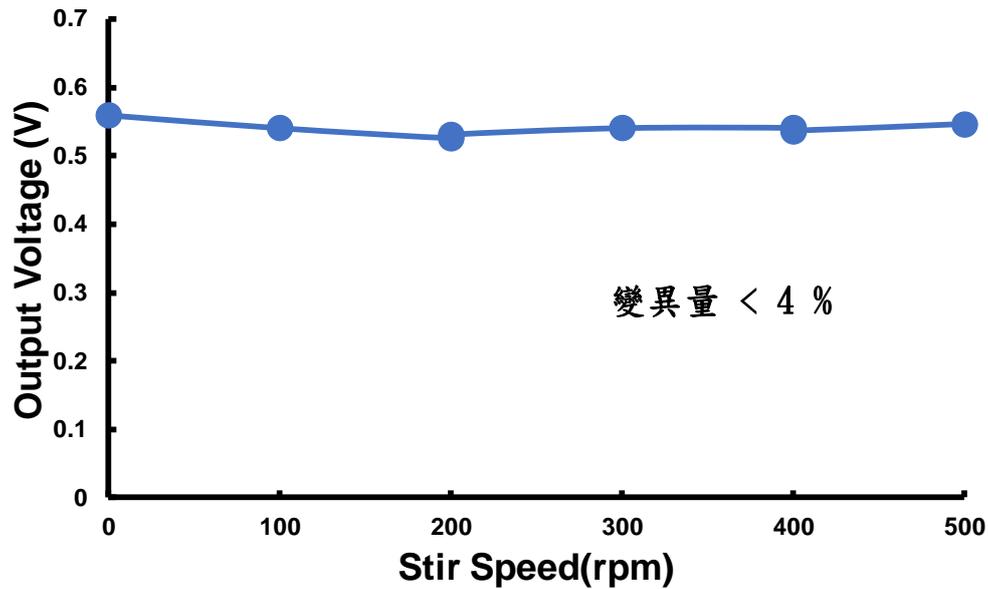


圖 4-21 流速與酸鹼量測關係：改變磁性轉子轉速從 0 至 500 rpm。

### 4-3 溫度電阻量測

溫度電阻區，以溫度電阻 Temperature Coefficient of Resistance(TCR)為原理，此部份實驗討論觸控 ITO 薄膜溫度電阻隨溫度變化影響。目標找出薄膜電阻與溫度關係。在此，為了避免採用自行設計電路量測所產生的誤差，溫度區域電阻量測實採用市售 Agilent 34410A 進行溫度電阻量測。詳細說明如下小節 4.3.1。

#### 4.3.1 薄膜電阻與溫度關係

為了精準找出薄膜溫度與電阻關係，本小節設計三種不同起始電阻作為量測，不僅能探討薄膜電阻在不同溫度下變化，還可由不同起始電阻來分析不同溫度下電阻量測線性度。結果如下圖 4-22。由此可知，觸控 ITO 薄膜電阻隨溫度變化，具有好的線性特性且約每 °C 變化 2 Ω。此溫度電阻關係可以為後續溫度量測校正時使用。

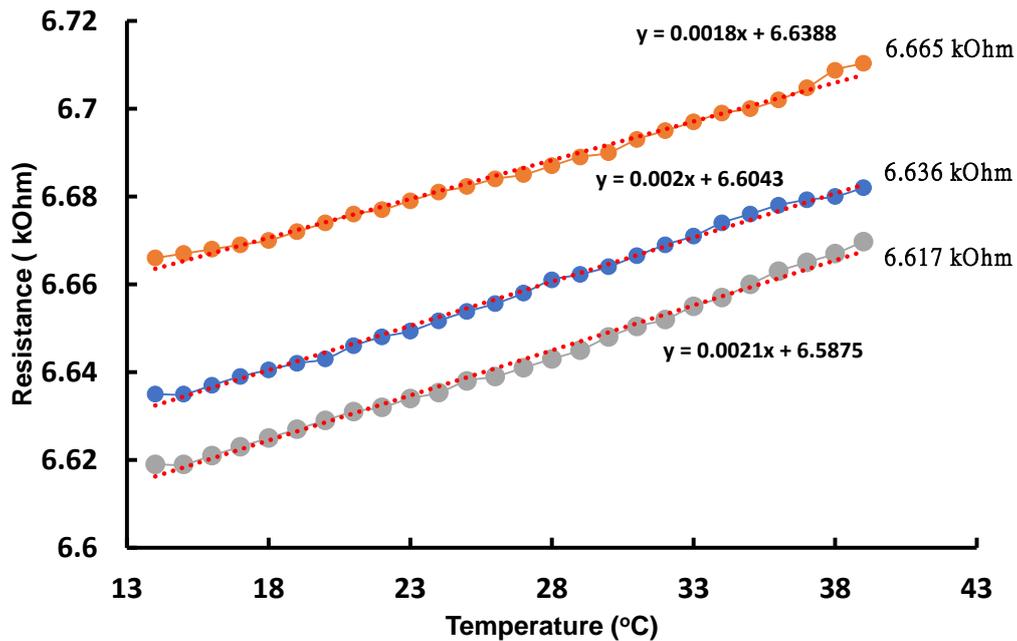


圖 4-22 不同 ITO 電阻隨溫度變化關係。

## 4-4 離子濃度量測

離子濃度為水質檢測重要參數之一，本節分為兩重點，一為晶片重複性量測部份，將感測晶片浸泡於由不同 NaCl 濃度進行回覆性量測，另一重點探討晶片實際進行不同水體量測，主要有地下水、河水、自來水..等。以上量測結果將於後面兩小節分析。

### 4.4.1 離子濃度回覆性測試

由於離子濃度主要以電阻進行運算，同前章溫度量測區域，為了排除自行設計電路量測的變因，後端量測也將利用市售手持交流阻抗分析儀(U1732C, Agilent, 美國)作為特性量測。溶液部份，主要由台塩出產高級精鹽與逆滲透水調配出的不同食鹽濃度溶液。晶片部份為了固定電極浸泡於溶液中的深度，本實驗利用無痕膠帶將不需碰觸液體部份黏貼，使晶片上兩電極浸泡深度固定於 5 mm，而晶片兩電極距離依雷射加工設計為 1 mm。實驗時先將晶片分別浸泡其中，藉由 FPC 插槽連接市售分析儀，以 10 kHz 頻率進行重複性量測。數據部份由 Agilent 所提供軟體進行後端擷取，以 EXCEL 儲存。數據整理方面，將電錶所量測電阻，

依 2.2.4 小節所提及電導原理轉換為電導單位，最後繪製結果圖。由圖 4-23 可知本研究設計感測晶片可區分不同濃度鹽水溶液，且具有良好的回覆性，可作為穩定量測架構。

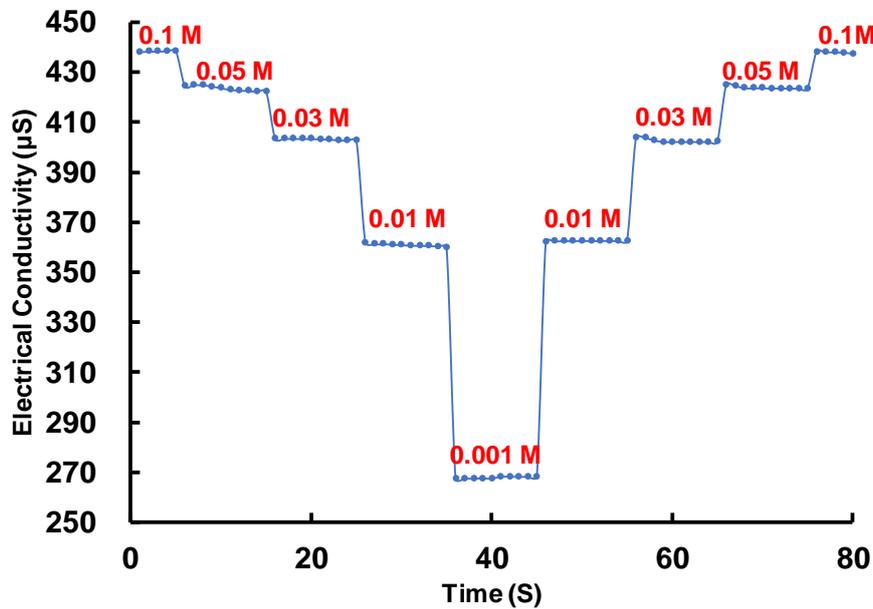


圖 4-23 電導度於不同 NaCl 濃度回覆性量測結果。

#### 4.4.2 不同水質電導度實際量測

此部份研究中，我們實際採樣不同地區水質樣品與調配不同濃度 NaCl 進行量測對照，實際取樣水主要有河水、地下水及自來水三種。且為了避免其他量測變因，如細菌、水樣變質等原因影響量測結果，實驗中所量測水樣皆為當天取樣當下量測完成。量測順序、儀器設備、FPC 插槽與晶片電極浸泡深度皆與 4.4.3 小節相同。不同水樣量測結果比較如下圖 4-24。由此可知，量測結果明顯區分不同水樣品，且河水離子濃度較地下水與自來水高皆符合實驗預期。本小節實驗證明本研究使用薄膜晶片於水質電導度監控未來據有發展潛力。

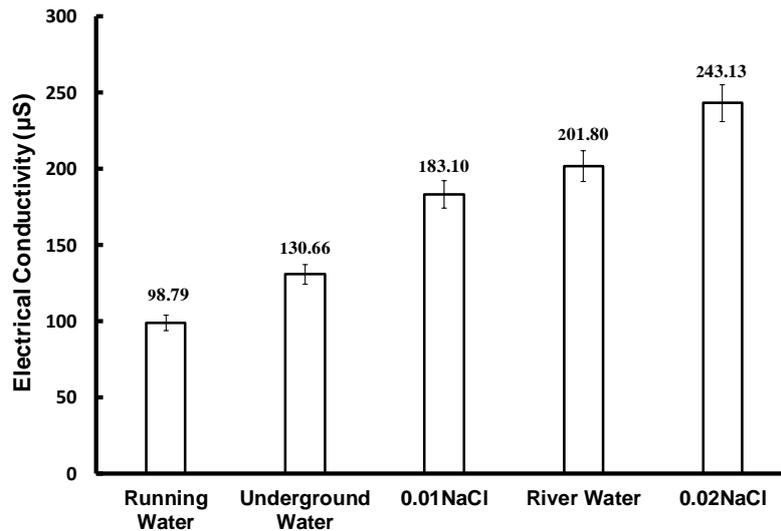


圖 4-24 實際採樣不同水質樣本進行量測比對數據。

## 4-5 尿液實測

根據 1-2 節可知尿液與人體酸鹼有關，人體偏酸，代謝尿液偏酸，人體偏鹼，代謝尿液偏鹼。本節實際量測編號 2 至編號 10 位共 9 位同學睡醒後的第一次尿液，編號 3 號至編號 10 號年齡落於 20 至 25 歲，編號 2 號落於 30-35 歲，編號 1 號為編號 2 號同學於同一天中午飲食後的尿液。實驗設計兩部份量測(1)利用廣用試紙接觸尿液比較試紙顏色(2)感測晶片電極浸泡在尿液中，連接後端儀器量測。而為了降低溫度影響，尿液皆在常溫下量測。廣用試紙如圖 4-25(b)，顯色方式紅色為偏酸性，藍色偏鹼性。第一部份試紙檢測結果如圖 4-25(a)，結果得知(1)編號 2 號尿液顏色最淺，編號 4 號尿液顏色最深，且有沉澱，如圖 4-25(c)(2)沾有編號 2 號與編號 8 號尿液的試紙顏色偏藍色，也較其他樣品偏鹼性(3)排除編號 2、3、4、8 樣本，其餘尿液樣本顏色皆偏淡橘黃色，沾有尿液試紙皆為偏酸性的淡黃色。第二部份感測晶片量測流程，將晶片感測區放置尿液中，後端連接 AgilentU1732C 設定 10 kHz 量測電阻變化後，再連接本研究酸鹼電路，感測晶片與參考電極浸泡尿液樣本中，利用 Agilent34410A 桌上型電錶搭配軟體，以每秒為單位記錄電壓。由編號 1 號至 10 號不同樣本酸鹼分佈結果圖 4-26，可知(1)編號顏色最深的 4 號分佈偏 pH 5，為 10 個樣品中最酸者(2)編號 2 號與 8 號分

佈偏 pH 8 附近，為 10 個樣品中較鹼者。經詢問過後，得知編號 2 號受試者與編號 8 號受試同學，飲食中，比較常飲用茶或水，較少食用零食等，使酸鹼度較偏鹼。編號 4 號受試同學常期食用藥物，使尿液偏酸且離子濃度較高，如表 4-1。而同一人不同時間尿液，可由編號 2 受試同學可知，中午飲食後，尿液編號 1 號比尿液編號 2 號偏酸，且離子濃度比早晨第一次尿液高，此部份與編號 2 受試同學清淡飲食有關。依大方面分析，9 位測試同學中，大部份落於 pH5 至 pH6 間較酸區域，此與目前年輕人外食及熬夜有關。由此可見，酸鹼量測與日常生活飲食習習相關，本研究成功提供一快速量測裝置，可實際應用於尿液酸鹼量測。

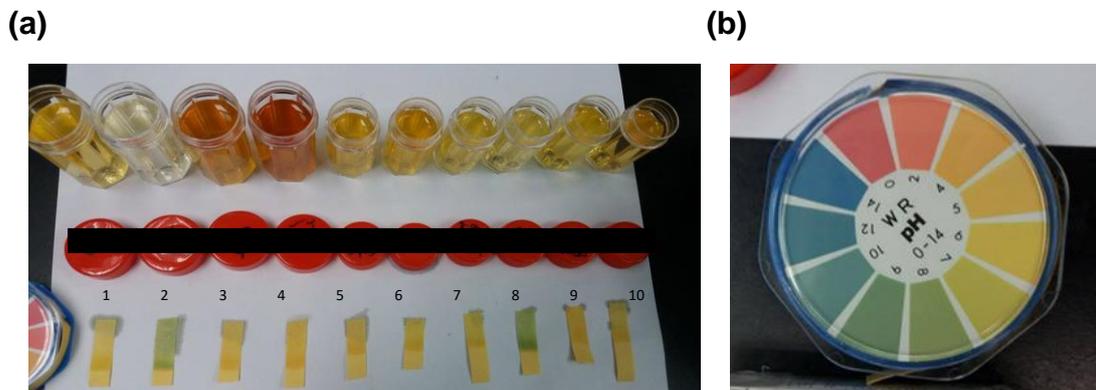


圖 4-25 尿液檢測結果：(a)對 9 名編號 1 – 編號 10 之青年採樣尿液之影像及使用廣用試紙對尿液酸鹼度之量測結果(b)廣用試紙 pH 比色色塊。

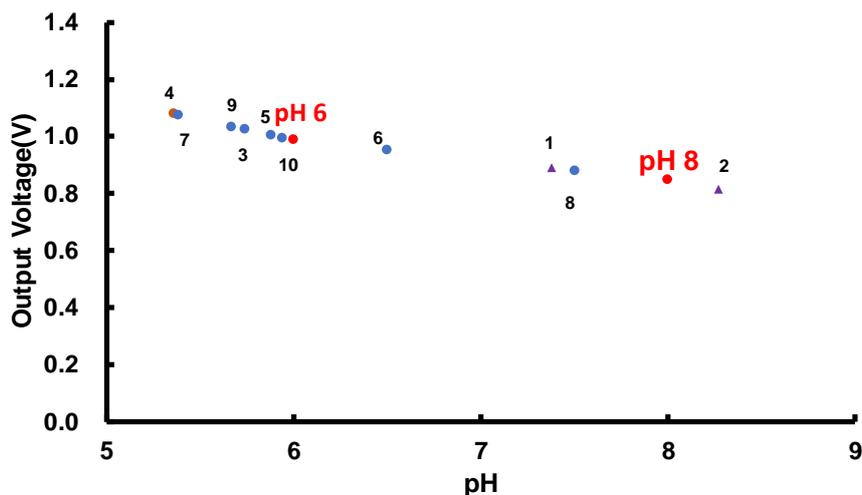


圖 4-26 10 個不同酸鹼樣本酸鹼量測分佈結果：編號 4 篇酸，標號 1 最偏鹼。

表 4-1 10 組不同樣本晶片電導度比較：由電阻輸出，經由電阻大小判斷，電阻越大，電導度越低。

sample	RO	water	1	2	3	4
電阻(uS/cm)	50.7777	547.666	985.621	610.551	1016.11	1024.83
sample	5	6	7	8	9	10
電阻(uS/cm)	1018.49	1019.84	1009.37	1013.65	1012.1	1012.85

## 第五章 結論與未來展望

### 5-1 結論

本研究延續前人銻錫氧化薄膜對酸鹼量測研究結果，利用標準化捲對捲製程銻錫氧化薄膜，將前人製程方法，改良為乾式雷射加工方法，不僅提升整理感測晶片穩定度，還能快速於銻錫氧化薄膜表面加工。最後成功將溫度、離子濃度與酸鹼度部份加工於同一片晶片上，並量測其不同感測區域特性，最後由結果可知，本研究成功完成一低成本、可快速篩檢感測器。

在雷射加工製程部份，主要利用 Venus II CO<sub>2</sub> 雷射，將功率調為 0.12 W 進行加工，感測晶片部份，由 AutoCAD<sup>®</sup> 進行設計，調整雷射出光焦點與 ITO 薄膜之間的高度至最適合高度，使殘留未被雷射加工的 ITO 區域降低，增加不同感測圖形之間的絕緣特性。使用雷射加工不僅穩定製程，也成功將晶片微小化至  $6.5 \times 21.0 \text{ mm}^2$  大小。與前人  $10 \times 10 \text{ mm}^2$  相比大幅降低感測所需材料。

本實驗主要分析經由雷射加工感測薄膜溫度、離子濃度與酸鹼度三種感測區特性，溫度部份探討溫度電阻為主，離子濃度以雷射在氧化薄膜上加工出兩電極，將兩薄膜電極通以交流電，量測其待測溶液電阻，進行離子濃度轉換。酸鹼部份延續前人以延伸式閘極為架構，加上自行製作而成氯化銀電極，進行量測。

(一) 雷射加工製程結果由 SEM 分析結果 4-1 小節可知，不同感測區域可被明顯加工出來，使電極與電極間互不相導通，量測能更加穩定。為了更進一步判斷雷射加工穩定性，本研究一次加工 20 片不同晶片，進行已知不同酸鹼溶液量測，結果驗證，同樣酸鹼下，20 片不同感測晶片間只有約小於 7% 誤差。成功證明雷射加工為一穩定製程。

(二) 本研究酸鹼延伸式閘極部份，量測前先探討四種不同市售 4007 型號，CD4007UB、CD4007UBMCK、CD4007VK 及 HEF4007UB 電晶體電性部份，選取高轉換效率 HEF4007UB 作為量測，再經由自行設計之後端電路 I 轉 V

將薄膜化學能轉換而成通道電流轉換為電壓輸出，便於後端量測。量測穩定性部份，分析不同酸鹼度(pH4、pH7、pH10、pH13)，其反應時間與前人所比相當，反應時間只需小於 1 秒鐘即可到達穩定。參考電極部份，不同參考電壓影響整體薄膜感測電位，本研究也於同樣酸鹼電路板上自行設計輸出穩定電壓 3 V，使整體酸鹼感測可於穩定的參考電位中量測。酸鹼主要為溫度函數，受溫度不同影響溶液中感測結果。本研究利用鹽酸與氫氧化鉀調配出固定酸鹼度 pH4、pH6、pH8 及 pH10 四種不同酸鹼，將配置好的溶液隔水加熱，放入感測晶片，量測不同溫度對酸鹼影響，結果得知，約每 °C 酸鹼感測電壓將下降約 0.006 V。對於整體感測數據而言可忽略。

(三) 溫度感測區域部份，以 TCR 溫度電阻係數為原理，薄膜後端連接 Agilent 34410A 量測感測薄膜電阻隨溫度的變化，討論不同電阻基底，其溫度與電阻變化，研究結果得，薄膜電阻與溫度關係約為每 °C 變化 2 Ω。

(四) 離子感測區部份，以兩電極式進行量測。後端利用 Agilent U1732C 連接薄膜兩電極，量測放入水中兩電極所感測到的電阻值。結果得之以雷射加工出兩薄膜電極，可以明顯區別不同水體電導值(河水、地下水及自來水與不同濃度氯化鈉)。

尿液實測部份，取得 9 位同學早晨睡醒第一次尿液樣本，加上其中編號 2 受試同學中午用餐後尿液編號 1，共計 10 個樣本測試。結果可見，大部份同學尿液落在較酸範圍，飲食較清淡且較常飲用茶或水同學尿液位於較鹼範圍，驗證本架構可進行尿液感測，並初步判定日常飲食、生活習慣與尿液相關。

總結以上實驗結果，可驗證本研究所開發之觸控薄膜基底之溫度、離子濃度、本多重酸鹼度、電導度及溫度感測系統，有良好的穩定度、線性度、回覆性及響應時間與市售相比極短，加上微小化電路設計，與市售多重感測器相比，大幅降低系統體積重量、反應時間、材料成本等，方便發展成為可拋棄式感測器，未來具有商品化優勢。

## 5-2 未來研究方向

本研究中，著重於晶片微小化設計與感測特性分析，隨著微奈米技術越來越盛行，不同材料及不同感測原理多重功能感測器，如多重水質監測器、多重土壤間控器及人體生理指標等，將發展越來越快。

1. 本研究晶片製程使用雷射製程，感測晶片可微小化，但由於雷射精密度仍不夠精細，光點與光點間仍有殘留未被雷射蝕刻區域，若要提升整體晶片感測圖形間絕緣特性，未來可考量使用精密度更高的雷射加工機台。
2. 對於感測器而言，電路大小與穩定度，也為重要部份，本研究未來可再改良後端電路大小，將酸鹼感測電路進行微小化，並製作溫度及電導度部份，最後將三者電路合一，作為本研究多重感測器後端穩定電路系統。
3. 於感測晶片量測特性而言，考量穩定特性，酸鹼部份仍需額外使用氯化銀作為參考電極，未來若可發展直接使用導電薄膜作為參考電極，或將參考電極製作於薄膜上。
4. 尿液實測部份，考量大資料樣本趨勢，未來若可與臨床等研究合作，比對不同數據，未來將有非常廣的發展方向。

## 參考文獻

- [1] 世界衛生組織, <http://www.who.int/en/>
- [2] 腎臟本身的構造, <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E8%85%8E>
- [3] 腎元, <https://zh.wikipedia.org>
- [4] 劉雪娥, 胡月娟, 尹裕君, 李和惠, 周守民, 成人內外科護理, 1997.
- [5] 呼吸與排泄, <http://www.phyworld.idv.tw>
- [6] 黃基礎, 史金燾, 施河, 人體生理學, 藝軒圖書出版社, 2002.
- [7] J. Heng, 人體自然醫學, <http://simplenaturalhealing.blogspot.tw/2013/>
- [8] R. O. Young and S. R. Young, *The pH Miracle: Balance your Diet, reclaim your health*. Hachette UK, 2008.
- [9] L. Chafe, M. Gault, "First morning urine pH in the diagnosis of renal tubular acidosis with nephrolithiasis," *Clinical nephrology*, vol. 41, no. 3, pp. 159-162, 1994.
- [10] 解讀感測器的研發與應用趨勢, <http://www.teema.org.tw>
- [11] K. D. Wise, J. B. Angell, A. Starr, "An integrated-circuit approach to extracellular microelectrodes," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 3, pp. 238-247, 1970.
- [12] Z. Baccar, N. Jaffrezic-Renault, C. Martelet, H. Jaffrezic, G. Marest, A. Plantier, "K+-ISFET type microsensors fabricated by ion

- implantation," *Materials chemistry and physics*, vol. 48, no. 1, pp. 56-59, 1997.
- [13] J. A. Brunink, J. R. Haak, J. G. Bommer, D. N. Reinhoudt, M. A. McKervey, S. J. Harris, "Chemically modified field-effect transistors; a sodium ion selective sensor based on calix arene receptor molecules," *Analytica chimica acta*, vol. 254, no. 1-2, pp. 75-80, 1991.
- [14] S. K. Lee, Y. S. Sohn, S. Y. Choi, "Fabrication Characteristics of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> pH-Ion Sensitive Field Effect Transistor Fabricated Using Atomic Layer Deposition and Sputter," *Sensor Letters*, vol. 9, no. 1, pp. 3-6, 2011.
- [15] L. Bousse, H. Van Den Vlekkert, N. De Rooij, "Hysteresis in Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-gate ISFETs," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 2, no. 2, pp. 103-110, 1990.
- [16] S.-K. Lee, Y.-S. Sohn, S.-Y. Choi, "Fabrication characteristics of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> pH-ion sensitive field effect transistor fabricated using atomic layer deposition and sputter," *Sensor Letters*, vol. 9, no. 1, pp. 3-6, 2011.
- [17] L. Bousse, P. Bergveld, "The role of buried OH sites in the response mechanism of inorganic-gate pH-sensitive ISFETs," *Sensors and Actuators*, vol. 6, no. 1, pp. 65-78, 1984.
- [18] S. Mohri, J. Shimizu, N. Goda, T. Miyasaka, A. Fujita, M. Nakamura, F. Kajiya, "Measurements of CO<sub>2</sub>, lactic acid and sodium bicarbonate secreted by cultured cells using a flow-through type pH/CO<sub>2</sub> sensor system based on ISFET," *Sensors*

- and Actuators B: Chemical*, vol. 115, no. 1, pp. 519-525, 2006.
- [19] P. Bergveld, "The impact of MOSFET-based sensors," *Sensors and Actuators*, vol. 8, no. 2, pp. 109-127, 1985.
- [20] P. Bergveld, "Thirty years of ISFETOLOGY - What happened in the past 30 years and what may happen in the next 30 years," *Sensors and Actuators B-Chemical*, vol. 88, no. 1, pp. 1-20, 2003.
- [21] M. Yuqing, G. Jianguo, C. Jianrong, "Ion sensitive field effect transducer-based biosensors," *Biotechnol Adv*, vol. 21, no. 6, pp. 527-34, 2003.
- [22] C. Cané, A. Götz, A. Merlos, I. Gracia, A. Errachid, P. Losantos, E. Lora-Tamayo, "Multilayer ISFET membranes for microsystems applications," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 35, no. 1-3, pp. 136-140, 1996.
- [23] E. Mohabbati-Kalejahi, V. Azimirad, M. Bahrami, A. Ganbari, "A review on creatinine measurement techniques," *Talanta*, vol. 97, pp. 1-8, 2012.
- [24] B. Premanode, C. Toumazou, "A novel, low power biosensor for real time monitoring of creatinine and urea in peritoneal dialysis," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 120, no. 2, pp. 732-735, 2007.
- [25] J. Vanderspiegel, I. Lauks, P. Chan, D. Babic, "The Extended Gate Chemically Sensitive Field-Effect Transistor as Multi-Species Microprobe," *Sensors and Actuators*, vol. 4, no. 2, pp. 291-298, 1983.
- [26] J. R. North, "Immunosensors: antibody-based biosensors," *Trends*

*in Biotechnology*, vol. 3, no. 7, pp. 180-186, 1985.

- [27] R. F. Taylor, I. G. Marenchic, R. H. Spencer, "Antibody-and receptor-based biosensors for detection and process control," *Analytica chimica acta*, vol. 249, no. 1, pp. 67-70, 1991.
- [28] C. S. Lee, S. K. Kim, M. Kim, "Ion-sensitive field-effect transistor for biological sensing," *Sensors*, vol. 9, no. 9, pp. 7111-31, 2009.
- [29] M. Zayats, A. B. Kharitonov, E. Katz, A. F. Bückmann, I. Willner, "An integrated NAD<sup>+</sup>-dependent enzyme-functionalized field-effect transistor (ENFET) system: development of a lactate biosensor," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 15, no. 11, pp. 671-680, 2000.
- [30] L. Slade, H. Levine, D. S. Reid, "Beyond water activity: recent advances based on an alternative approach to the assessment of food quality and safety," *Critical Reviews in Food Science & Nutrition*, vol. 30, no. 2-3, pp. 115-360, 1991.
- [31] D. Bánáti, "The EU and candidate countries: How to cope with food safety policies?," *Food Control*, vol. 14, no. 2, pp. 89-93, 2003.
- [32] P. Ryan, E. Delhaize, D. Jones, "Function and mechanism of organic anion exudation from plant roots," *Annual review of plant biology*, vol. 52, no. 1, pp. 527-560, 2001.
- [33] M. Miragliaa, K.G. Berdalb, C. Breraa, P. Corbisierc, A. Holst-Jensenb, E.J. Kokd, H.J.P. Marvind, H. Schimmelc, J. Rentsche. J.P.P.F. van Ried, J. Zagonf, "Detection and traceability of genetically modified organisms in the food production chain," *Food and Chemical Toxicology*, vol. 42, no. 7, pp. 1157-1180, 2004.
- [34] N. Wang, N. Zhang, M. Wang, "Wireless sensors in agriculture and

- food industry—Recent development and future perspective," *Computers and electronics in agriculture*, vol. 50, no. 1, pp. 1-14, 2006.
- [35] A. Warrick, W. Gardner, "Crop yield as affected by spatial variations of soil and irrigation," *Water Resources Research*, vol. 19, no. 1, pp. 181-186, 1983.
- [36] K. Kawashima, M. Futagawa, Y. Ban, Y. Asano, K. Sawada, "Measurement of electrical conductivity into tomato cultivation beds using small insertion type electrical conductivity sensor designed for agriculture," *IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines*, vol. 131, pp. 211-217, 2011.
- [37] T. Matsuo, M. Esashi, "Methods of Isfet Fabrication," *Sensors and Actuators*, vol. 1, no. 1, pp. 77-96, 1981.
- [38] C.-E. Lue, C.-S. Lai, I. Wang, C.-M. Yang, "Sensitivity of trapping effect on Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> sensing membrane for ion sensitive field effect transistor/reference field effect transistor pair application," *Sensor Letters*, vol. 8, no. 5, pp. 725-729, 2010.
- [39] M. Futagawa, T. Iwasaki, H. Murata, M. Ishida, K. Sawada, "A miniature integrated multimodal sensor for measuring pH, EC and temperature for precision agriculture," *Sensors*, vol. 12, no. 6, pp. 8338-54, 2012.
- [40] Y. C. Wu, S. J. Wu, C. H. Lin, "High Performance EGFET-Based pH Sensor Utilizing Low-Cost Industrial-Grade Touch Panel Film as the Gate Structure," *Ieee Sensors Journal*, vol. 15, no. 11, pp. 6279-6286, Nov 2015.

- [41] Y.-C. Wu, S.-J. Wu, C.-H. Lin, "Mass-produced polyethylene-terephthalate film coated with tantalum pentoxide for pH measurement under ISFET detection configuration," *Microsystem Technologies*, 2015.
- [42] 吳永成, "觸控薄膜適用於延伸閘極酸鹼值感測器之研究," 中山大學機械與機電工程學系研究所學位論文, pp. 1-107, 2015.
- [43] 吳尚璟, "以觸控膜為基材之延伸閘極場效應電晶體應用於水中氫離子濃度感測," 中山大學機械與機電工程學系研究所學位論文, pp. 1-103, 2015.
- [44] N. C. S. Vieira, E. G. R. Fernandes, A. A. A. de Queiroz, F. E. G. Guimaraes, V. Zucolotto, "Indium Tin Oxide Synthesized by a Low Cost Route as SEGFET pH Sensor," *Materials Research-Ibero-American Journal of Materials*, vol. 16, no. 5, pp. 1156-1160, 2013.
- [45] 柯坤昇, 李茂順, 紀欽豪, 吳漢斌, "人性化介面設計-觸控面板的發展概況," 高雄應用科技大學, p. 4, 2008.
- [46] H. Ko, W.-P. Tai, K.-C. Kim, S.-H. Kim, S.-J. Suh, Y.-S. Kim, "Growth of Al-doped ZnO thin films by pulsed DC magnetron sputtering," *Journal of Crystal Growth*, vol. 277, no. 1, pp. 352-358, 2005.
- [47] R. Hermann, G. Braüer, "DC and RF-magnetron sputtering," and J. Becker, "Ion Beam Sputtering," *Handbook of Optical Properties*, vol. 1, pp. 135-212, 1995.
- [48] H. Dong, M.-k. Li, C.-s. Liu, Q. Fu, N. Lu, X. Fan, "Preparation of

- AlN films by middle frequency pulsed magnetron sputtering," *Wuhan Daxue Xuebao*, vol. 48, no. 3, pp. 339-342, 2002.
- [49] P. Carcia, R. McLean, M. Reilly, G. Nunes Jr, "Transparent ZnO thin-film transistor fabricated by rf magnetron sputtering," *Applied Physics Letters*, vol. 82, no. 7, pp. 1117-1119, 2003.
- [50] L. L. Zhang , X. Zhao, "Carbon-based materials as supercapacitor electrodes," *Chemical Society Reviews*, vol. 38, no. 9, pp. 2520-2531, 2009.
- [51] D. E. Yates, S. Levine, T. W. Healy, "Site-binding model of the electrical double layer at the oxide/water interface," *Journal of the Chemical Society, Faraday Transactions 1: Physical Chemistry in Condensed Phases*, vol. 70, pp. 1807-1818, 1974.
- [52] F. Belhachemi, S. Rael, B. Davat, "A physical based model of power electric double-layer supercapacitors," in *Industry Applications Conference*, vol. 5, pp. 3069-3076, 2000
- [53] O. Stern, "The theory of the electrolytic double-layer," *Z. Elektrochem*, vol. 30, no. 508, pp. 1014-1020, 1924.
- [54] D. C. Grahame, "The electrical double layer and the theory of electrocapillarity," *Chemical reviews*, vol. 41, no. 3, pp. 441-501, 1947.
- [55] R. G. Bates , A. K. Vijn, "Determination of pH: theory and practice," *Journal of The Electrochemical Society*, vol. 120, no. 8, pp. 263C-263C, 1973.
- [56] 行政院環保署, 水資源監測,  
<https://www.niea.gov.tw/analysis/method/ListMethod.asp?metho>

dtype=WATER

[57] 科儀科技, 水的電導度和硬度簡易對照表,

[http://www.koy.com.tw/koy\\_old/2NEWS/PAPER/EC\\_HARD.HTM](http://www.koy.com.tw/koy_old/2NEWS/PAPER/EC_HARD.HTM)

[58] 鴻偉檢測有限公司, 水的電導度與 TDS,

<http://www.homewell.tw/>

## 自述

姓名：高尉馨 (Wei-Sin, Kao)

出生日期：1993/03/30

性別：女

出生地：高雄市

電子信箱：m043020037@student.nsysu.edu.tw

學歷：

國立中山大學 機械與機電工程研究所 碩士 2015/09~2017/06

國立屏東大學 應用物理學系 學士 2011/09~2015/06

高雄市立岡山高中 普通科 2008/09~2011/06

發表著作：

國際研討會

1. Wei-Hsin Kao, Che-Hsin Lin, Low-cost pH, “Temperature and Ion Concentration Sensors Utilizing Laser Machined ” *IEEE NEMS Conference*, UCLA, United States, April, 2017

國內研討會

1. 高尉馨 吳尚璟 林哲信, “氧化銦錫導電觸控薄膜感測場效電晶體應用在溫度及酸鹼量測上之研究”精密機械與製造科技研討會(Conference on Precision Machinery and Manufacturing Technology – PMMT), 墾丁, 台灣, 五月, 2016

2. 高尉馨 王榮豪 林哲信, “氧化銦錫觸控導電薄膜應用於環境水質之研究”第二十屆奈米工程暨微系統技術研討會(Micro & Nano System Technology Conference – NMC), 新竹, 台灣, 八月, 2016

3. Wei-Hsin Kao, Che-Hsin Lin, “Full ITO Multi-Sensor Fabricated Using Laser Direct Ablation on Low-cost Plastic Touch Panel Film”第 22 屆台灣化學感測器科技研討會(ISSMD & 22nd SACST), 台南, 台灣, 五月, 2017