



國立中山大學機械與機電工程研究所

碩士論文

Department of Mechanical and Electro-mechanical Engineering

National Sun Yat-sen University

Master Thesis

導電高分子 PEDOT:PSS 修飾 PDMS 微凸塊結構之可
撓性觸覺感測陣列

Flexible Tactile Sensor Array Utilizing Micro-structured PDMS
Bumps with PEDOT:PSS Conductive Polymer

研究生：方識傑

Shih-Jie Feng

指導教授：林哲信 教授

Dr. Che-Hsin Lin

中華民國 106 年 7 月

July 2017

論文審定書

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

研究生方識傑（學號：M033020038）所提論文

導電高分子PEDOT:PSS修飾PDMS微凸塊結構之可撓性觸覺感測陣列
Flexible Tactile Sensor Array Utilizing Micro-structured PDMS Bumps with
PEDOT:PSS Conductive Polymer

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 莊承鑫 莊承鑫

委員 林哲信 林哲信

委員 傅龍明 傅龍明

委員 李佳言 李佳言

委員 潘正堂 潘正堂

委員 _____

指導教授(林哲信) 林哲信 (簽名)

論文公開授權書

國立中山大學博碩士論文公開授權書



etd-0723117-124437

2017-08-23 13:56:33

本授權書所授權之論文為授權人方識傑在國立中山大學 機械與機電工程學系研究所 105學年度第2學期取得碩士學位之論文。

論文題目：導電高分子PEDOT:PSS修飾PDMS微凸塊結構之可撓性觸覺感測陣列

指導教授：林哲信 教授

注意事項：

1. 依本校102年1月9日101學年度第1學期第10次行政會議通過，研究所畢業生可於上傳電子論文時自行選擇紙本及電子檔開放年限。
2. 因專利申請涉及論文公開時間，為避免因喪失新穎性而無法申請專利，請各位老師及同學上網參考「專利各項申請案件處理時限表」(網址路徑：經濟部智慧財產局→專利→專利情報通→專利處理時限)後再選定論文公開時間。
另有關於著作權相關資訊，請參考「經濟部著作權專區」(網址路徑：經濟部智慧財產局→著作權)。
若尚有任何專利申請與著作權等相關問題，歡迎洽詢本校產學營運中心智財技轉組，分機2626。
3. 授權書一式兩份，經本人及指導教授共同簽名後，將論文公開授權書裝訂於審定書之後，辦理畢業離校時，除繳交一本論文至圖書館外，另一本繳交至教務處註冊組。

·電子檔：此項授權同意以非專屬、無償方式授權予本校圖書館，不限地域、時間與次數，以微縮、光碟或數位化方式將論文全文(含摘要)進行重製，及公開傳輸。亦提供讀者非營利使用線上檢索、閱覽、下載或列印。

立即公開傳輸數位檔案。

因特殊原因，校內校外(含國家圖書館)均永不將論文公開或上載網路公開閱覽。

※ 論文電子檔公開日期：校內永不公開，校外(含國家圖書館)永不公開。

·紙本論文：此項授權同意以非專屬、無償方式授權予本校圖書館，不限地域、時間與次數，以紙本方式將論文全文(含摘要)進行收錄、重製與利用；於著作權法合理使用範圍內，讀者得進行閱覽或列印。

同意立即公開。

因特殊原因，欲延後公開，永不公開陳覽

※ 紙本論文公開日期：永不公開。

※ 紙本論文永不公開原因：相關研究內容在未來將可能進行技術轉移。

授權人：方識傑

學 號：M033020038

授權人： 方識傑 (簽章)

指導教授： 林哲信 (簽章)

中華民國 106 年 8 月 23 日

※ 此授權書嚴禁塗改

- 若欲修改權限，請登入系統修改後重新列印此授權書。
- 若論文已審核通過，請聯繫etd@mail.nsysu.edu.tw或校內分機2452，修改後重新列印並簽章。
- 授權書將自動列印兩份。請於圖書館和教務處辦理離校手續時，各別與紙本論文一併繳交。

致謝

時間它像是河流，我們都在光陰裡浮沉，儘管沒有誰能夠停止這一路地漂流。記得最初流浪到西子灣的我，因為跨領域的障礙，連帶缺乏許多工學院學生的核心思維，在研究早期時常會碰上意想不到的挑戰。在無處訴說面對困境的徬徨時，往往只有海堤的落日和晚風，能夠帶走我心中的百轉千折。三年來的碩士班生活，彷彿一趟很長很長的航行，沿岸的燈火風光卻又在轉瞬間隨風而逝。如果再回到過去，我知道自己仍舊會離開物理的搖籃，離開台東的大片山海，揣起肩上藍色行囊和家人希冀，在那個風光日麗的午後，大步大步地開始只屬於我的旅程。

本論文得以完成，首要感謝於恩師林哲信教授，老師對於科學研究與人才教育的熱情，實在令人折服。感謝您不辭辛勞的指導，學生從訂定實驗方向到研究過程中碰見的任何困難，並往往能看見事情最本質的面貌，讓我茅塞頓開。還要特別感謝老師，在我家中遭逢變故時，給予學生鼓勵以及生活上的資助。此外，也要感謝老師讓我有機會走出台灣，參與國際學術活動從而開拓眼界。猶記得當初我也曾舉杯立誓，必要以自己的研究成果踏上學術殿堂，希望學生還算幸不食言。另外，感謝口試委員莊承鑫老師、傅龍明老師、李佳言老師、潘正堂老師，給予研究論文許多建議和指正，令學生的碩士論文得以更加完善。

在實驗室的日子(笑)，首先要感謝博班學長和政，在畢業後仍時常關心我的近況。感謝實驗室助理姐姐鈺珊，也感謝學長，李博政、認真誠懇的阿波、背井離鄉的小鐵、才氣外露的冠維、欺負學弟的尚璟、人帥真好的育翔、積極努力的殷寬、小商人高毅，還有天真善良的學姊蘇嫻，教導我儀器操作以及實驗原理，並分享許多生活經驗與想法。感謝同屆的戰友，好室友世勤、老大哥仲祥、排球少年哲緯、有心結的承毅，一起窩在地下室說說玩笑話、做做傻事，一起在研究上互相鼓勵與扶持。感謝學弟，大白、岱恩、名栩、維銘、子捷，學妹琳凱、尉馨、君敏，在日常事務或口試當天，都能給予我適時的幫助。另外也要特別感謝學弟瑋星，在 Arduino 掃瞄系統開發上的幫助，我的碩三生活也因為你們而平白

增添了許多色彩，我想我會懷念和各位在 BEMS 共事的日子。當然還有一群在背後默默支持與鼓勵我的好朋友挺捷、佳儒、昀燕，希望我們的友誼長存。

真的、真的，感謝我生命中的兩個女人，女友蔡念念從高中時期到研究所一路相伴，妳把最好的年華給我，也在最壞的時候等我，並且包容我總是多愁善感的心情，是我的動力來源。母親莊蓮藕女士，是傳統農業社會的典型婦女，同時也是我見過最堅毅的女性，不求回報的為孩子付出，支持我完成大學和研究所學業。還要感謝爺爺方瑞川先生，總是怕孫子擔心，一個人默默地處理生活大小事，在你身上我學會男人該怎麼承擔責任。

給在天上的爸爸，以前你總愛埋怨世道不公、命運多舛，卻忘了盡人事才聽天命。最後你選擇不告而別，一如既往的任性。在碩三那年徹底撕裂那個對生命滿是憧憬的我，而我仍舊靜靜地陪著你走完這放蕩的一生。現在我不氣你了，我氣自己沒有好好盡到為人子女的責任，遺憾沒能等到我有能力的時候來盡孝。請你在天上照看奶奶和叔叔，我保證會努力的生活、好好的照顧家人、善待自己也要善待他人。因為我知道，就像詩人任明信所書，“以後看山的時候，你就在山裡，看雲的時後，你就在雲裡。”

本論文獻給我的家人朋友與恩師 林哲信

2017年7月

方識傑 誌於 西子灣 高雄

中文摘要

本研究提出一種創新的觸覺感測陣列之製程方法，結合雷射加工、模轉印以及表面電漿處理技術，製備表面塗布導電高分子 PEDOT:PSS 之 PDMS 微凸塊結構，並且微凸塊陣列經導電高分子進行表面修飾後，將可應用於壓阻式觸覺感測。其製程方法，主要利用雷射燒蝕聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)基板，而基板表面在加工完成後，會因 PMMA 高分子結構的熱降解現象，產生許多離散分布的熱氣泡腔，若將其作為轉印模具，即可輕易複製出表面具有微結構分布的 PDMS 凸塊。並因為該凸塊微結構的設計，能夠有效地提升觸覺感測器在小壓力範圍 0.2 ~ 0.7 N 的響應能力。而材料試驗結果也表明，本研究所開發以 PDMS 為基底的觸覺感測陣列，彈性常數為 8.3 N/mm。在正向作用力 0 ~ 2.0 N 範圍內，感測薄膜具有良好的彈性能力以及可再現性。除此之外，在觸覺感測的實際應用中，本研究將所製作的感測陣列，結合自組裝的陣列掃描系統，並於感測器表面施加靜態壓力以及動態的滑動軌跡，進行觸覺影像量測。由結果得知，該觸覺感測系統能夠分別辨識 0.6、1.0 N 的靜態壓力，以及其壓力分佈情形。另外，滑動軌跡的測試結果，可發現感測陣列隨著接觸物件的滑動軌跡而改變，僅有受到接觸物件影響的感測單元，會產生 1 V 以上的輸出電壓，其餘單元則沒有明顯的電壓輸出，故能夠辨識動態軌跡之觸覺影像。此研究提供了一種簡單而有效的製程方法，用以生產高效的可撓性觸覺感測器，並大大地具有電子皮膚之應用潛力。

關鍵字:電子皮膚、觸覺感測陣列、可撓性感測器、導電高分子、接觸電阻

Abstract

This work presents a novel flexible tactile sensor array fabricated with PEDOT:PSS conductive polymer modified micro-structured polydimethylsiloxane (PDMS) bumps. PDMS bump arrays with micro-structures are coated with PEDOT:PSS conductive polymer for resistive tactile sensing. The micro-structures on PDMS bumps are produced by replicating the formed thermal bubble cavities during laser ablation of polymethyl methacrylate (PMMA) substrate. The micro-structures on the PDMS bumps greatly enhance the small force response such that the developed sensor exhibits a good response for detecting forces ranging from 0.2 ~ 0.7 N. Results also indicate that the developed PDMS-based tactile sensor has good elastic property with the spring constant of 8.3 N/mm with excellent reproducibility. Additionally, in the practical application of the tactile sensing, the sensor array will be combined with array scanning system, and applied the static pressure, dynamic sliding trajectory on the sensor array to measure the tactile image. Results show that the tactile sensing system is able to identify the static pressure of 0.6, 1.0 N, and the pressure distribution. Moreover, the sliding trajectory can be found in the sensing array with the changes of contact condition. Only the sensing unit affected by the contact object will produce an output voltage of 1 V or more, and the remaining unit will have no significant voltage output. The developed sensor will be able to recognize the tactile image of the dynamic contact behavior. In this study, the developed method provides a simple yet high performance way to produce flexible tactile sensor for electronic skin applications.

Keywords: electronic skin, tactile sensor array, flexible sensor, conductive polymer, contact resistance

目錄

論文審定書	i
論文公開授權書	ii
致謝	iii
中文摘要	v
Abstract.....	vi
目錄	vii
圖目錄	ix
表目錄	xii
符號表	xiii
簡寫表	xv
第一章 緒論	1
1.1 前言.....	1
1.1.1 觸覺感測簡介.....	2
1.2 觸覺感測器種類與原理.....	4
1.2.1 電容式感測器.....	4
1.2.2 壓電式感測器.....	9
1.2.3 壓阻式感測器.....	12
1.2.4 其他類型觸覺感測器.....	16
1.3 研究動機與目的.....	19
1.4 論文架構.....	20
第二章 感測材料及實驗原理	21
2.1 感測材料.....	22
2.1.1 導電高分子簡介.....	22
2.1.2 導電高分子 PEDOT:PSS	23
2.2 感測原理.....	26
2.2.1 壓阻式感測基本原理.....	26
2.2.2 本研究所發展之觸覺感測機制.....	29
第三章 元件製作與實驗架構	33

3.1	製程設計與原理.....	33
3.2	觸覺感測器製作.....	34
3.2.1	高分子傳統加工方法.....	37
3.2.2	二氧化碳雷射加工方法.....	37
3.2.3	表面電漿改質方法.....	39
3.3	接觸角量測系統.....	40
3.4	正向力量測系統.....	41
3.4	陣列式掃描系統.....	42
第四章	實驗結果與討論	46
4.1	表面改質結果.....	46
4.1.1	圖案化電極之電阻值.....	47
4.2	感測器結構分析.....	48
4.2.1	SEM 表面觀察	48
4.2.2	ANSYS® 結構模擬.....	50
4.3	感測器基本特性量測.....	53
4.3.1	感測單元之材料特性量測.....	53
4.3.2	感測單元之力響應量測.....	54
4.3.3	感測單元之重複性量測.....	56
4.4	觸覺影像量測.....	58
4.5	滑動軌跡量測.....	61
第五章	結論與未來展望	64
5.1	結論.....	64
5.2	未來展望.....	66
	參考文獻	69
	自述	77

圖目錄

圖 1-1 無毛人體皮膚之斷面示意圖	2
圖 1-2 為不同壓力區間以及相關應用之示意圖	3
圖 1-3 典型電容式觸覺感測示意圖	5
圖 1-4 Chu 等人所提出的三軸向電容式觸覺感測器	5
圖 1-5 Leineweber 等人所設計的晶片式觸覺感測器	6
圖 1-6 電容式可撓性觸覺感測器	7
圖 1-7 (A)電容式感測器實體影像，(B)該感測器對正向作用力之響應	8
圖 1-8 Takamatsu 等人所提出的大面積電容式觸覺感測器	8
圖 1-9 典型壓電式感測器與放大電路之示意圖	10
圖 1-10 Li 等人所提出的轉印之圓頂與方頂感測結構示意圖	10
圖 1-11 Chung 等人所提出的壓電式感測陣列	11
圖 1-12 Yu 等人所提出的壓電式觸覺感測陣列	12
圖 1-13 典型壓阻式感測器之示意圖	13
圖 1-14 Papakostas 等人提出的大面積觸覺感測陣列之示意圖	13
圖 1-15 Wen 和 Fang 所提出的三軸向觸覺感測器	14
圖 1-16 Cheng 等人提出的可撓性感測陣列	15
圖 1-17 Park 等人提出的觸覺感測陣列	15
圖 1-18 Shiau 等人提出的紙基底感測陣列	16
圖 1-19 Umemori 等人提出的光學式感測器之示意圖	17

圖 1-20 包埋半導體壓力感測器	17
圖 1-21 本研究之論文架構組織圖	21
圖 2-1 聚乙炔之化學結構式	23
圖 2-2 各種導電高分子的導電範圍	23
圖 2-3 (A) PEDOT:PSS 之化學結構式，(B) PEDOT:PSS 長鏈結構示意圖	24
圖 2-4 PEDOT:PSS 塗層電阻值與環境溫度變化之關係.....	25
圖 2-5 PEDOT:PSS 塗層電阻值與相對濕度之關係.....	25
圖 2-6 複合型導電聚合物之壓阻機制	28
圖 2-7 接觸電阻之感測原理示意圖	29
圖 2-8 本研究所提出的電阻式觸覺感測器之工作機制	30
圖 3-1 本研究所發展之電阻式觸覺感測器	33
圖 3-2 本研究所發展的觸覺感測陣列之製程方法示意圖	36
圖 3-3 (A)完成組裝後的觸覺感測器，(B)可撓式感測陣列以及(C)大面積 100 × 100 mm ² 的感測陣列.....	36
圖 3-4 孔穴形成機制之示意圖	38
圖 3-5 PDMS 進行氧電漿表面處理之改質機制示意圖	39
圖 3-6 本研究所使用之接觸角量測系統圖	41
圖 3-7 本研究之量測系統架構圖	42
圖 3-8 單元感測電路示意圖	43
圖 3-9 電流路徑與感測單元之示意圖	44
圖 3-10 本研究所設計的壓阻式陣列掃描系統之架構示意圖	45

圖 3-11 實際影像為本研究所使用之壓阻式陣列掃描系統	45
圖 4-1 不同氣體電漿對 PDMS 表面改質之效能分析	47
圖 4-2 PEDOT:PSS 行電極之薄膜電阻值量測結果.....	48
圖 4-3 SEM 影像：(A)經過雷射燒蝕後的 PMMA 基板，(B)感測單元的橫截面示意圖.....	50
圖 4-4 (A)觸覺感測單元之簡化二維模型，以及(B)網格化模型	51
圖 4-5 以 ANSYS [®] 二維結構模擬本研究所發展之觸覺感測單元，在 0.5、1.0、1.5、2.0 N 等不同大小的正向作用力下所發生之應變情形.....	52
圖 4-6 本研究所發展的觸覺感測器之材料特性曲線	54
圖 4-7 (A) PEDOT:PSS 平坦化的 5 × 5 感測陣列，(B)該感測陣列進行正向力試驗所得到的電阻值變化.....	55
圖 4-8 觸覺感測器之電阻響應特性	56
圖 4-9 觸覺感測陣對不同作用力之循環負載試驗	58
圖 4-10 Arduino 掃描系統在空白背景下所紀錄之數值矩陣	59
圖 4-11 市售繪圖軟體 Origin 6.0 之使用介面	59
圖 4-12 對觸覺感測陣列施加負載力量所得到的壓力分佈結果	60
圖 4-13 本研究所設定之滑動軌跡示意圖	61
圖 4-14 滑動軌跡 Type A 之量測結果.....	62
圖 4-15 滑動軌跡 Type B 之量測結果.....	63
圖 5-1 本研究未來之主要發展方向	67

表目錄

表 1-1 常見的觸覺感測器類型	18
表 4-1 ANSYS® 模型使用之材料系數與性質	52
表 5-1 本研究所發展的觸覺感測陣列，與文獻回顧之感測陣列進行比較	65

符號表

A: 兩電極間的重疊有效面積

A_{CI} : 接觸面積

A_M : 材料之截面積

C: 平行板電容值

D_{PE} : 導電薄膜的塗佈厚度

D_{PE0} : 導電薄膜在應力作用下的薄膜厚度

d: 兩平行電極間的距離

g: 材料之壓電常數

L: 材料長度

L_0 : 材料受力後之長度

pF: 電容值單位

R: 感測單元的總接觸電阻

R_{CE} : 裸基板表面的接觸電極

R_{CI} : 兩個感測電極間的接觸介面

R_M : 材料變形前之電阻值

R_{PE} : 凸塊結構表面的壓阻電極

R_0 : 初始接觸電阻

R_S : 本研究所製作的感測單元電阻值

R_f : 感測電路中的固定電阻

t: 材料極化方向之厚度

V: 伏特電壓

V_{in} : 直流電池所提供的驅動電壓

V_o : 感測電路的輸出電壓

W_{PE} : 凸塊未附載狀態下的周長

W_{PE0} : 凸塊在附載狀態下的周長

x : 材料所受應力大小

σ : 電導率

ϵ_r : 平板間的材料相對介電常數

ϵ_0 : 平行板電容值

ρ : 材料電阻率

Ω : 電阻單位(歐姆)

ΔL : 材料長度變化

ΔR : 總接觸電阻之變化量

簡寫表

CO₂: Carbon dioxide, 二氧化碳

CMOS: Complementary metal-oxide-semiconductor, 互補式金屬氧化物半導體

DPI: Dots per inch, 每英寸點數(量測單位)

ESEM: Environmental scanning electron microscope, 環境掃描式電子顯微鏡

G.F.: Gauge factor, 壓阻因子

ICP: Intrinsic conducting polymer, 本質性導電高分子

IZO: Indium zinc oxide, 銦鋅氧化物

MMA: Methyl methacrylate, 甲基丙烯酸甲酯單體

PA: Polyacetylene, 聚乙炔

PC: Polycarbonate, 聚碳酸酯

PDMS: Polydimethylsiloxane, 聚二甲基矽氧烷

PET: Polyethylene terephthalate, 鄰苯二甲酸聚乙酯

PEDOT:PSS : Poly(3,4-ethylenedioxythiophene): poly(styrene sulfonate), 聚 3,4-亞乙基二氧噻吩:聚苯乙烯磺酸鹽

PMMA: Polymethyl methacrylate, 聚甲基丙烯酸甲酯

PI: Polyimide, 聚亞醞胺

PVDF: Polyvinylidene fluoride, 聚偏二氟乙烯

PVDF-TrFE: Poly(vinylidene fluoride-trifluoroethylene), 聚偏二氟乙烯-三氟乙烯

RH: Relative humidity, 環境相對溼度

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

第一章 緒論

1.1 前言

壓力可被定義為單位面積上所受的力量大小，普遍存在於自然界以及人類的日常生活中。諸如氣體密度所形成的氣壓、胎壓；生理醫療檢測指標的眼壓、血壓等等，這些都是生活中顯著並且重要的監測指標。人類得以藉由皮膚表面的物理接觸，來辨識目標的形狀外觀，甚至是壓力大小，皆是歸因於人體皮膚包含了數種受器細胞做為觸覺感知單位[1]。如圖1-1所示，表皮層中的馬克爾細胞(Merkel cell)、真皮層中的麥斯納小體(Meissner corpuscle)、巴齊尼氏小體(Pacinian corpuscle)等等，分別被用以感測正向力、剪應力及不同方向大小的牽引力[2]。

近年來在個人電子裝置、智慧型機械，以及工業生產應用等場域的普及下，這些場域對於壓力感測元件的需求也日益上升。例如自動化系統中，若能精確監測並控制機構作動的力量大小，將能夠有效地降低軟性物體，因機構力量控制不當而導致的毀損。傳統的機械秤重(Mechanical scale)、金屬應變規(Strain gauge)等測定工具，雖能夠使用於目標物的總重量測定，但卻因為感測結構的限制，無法識別多重物理接觸所產生的壓力分佈。並且具有體積龐大、造價昂貴，不易與使用介面進行整合的缺點。然而觸覺感測器(Tactile sensor)的陣列式結構，能夠偵測接觸力量的大小與位置，使其在一些精密機械加工場域，對於軟性目標的抓取控制極具應用潛力[3]。更隨著仿生機械(Human-like robots)的快速發展，電子皮膚(Electro skin)儼然已成為近年來人聲鼎沸的研究領域[4]。各式各樣的觸覺感測裝置也相繼問世，應用於日常工作場合，例如智慧型機械人整合軟性觸覺感測器於機械手臂，使用力回饋系統精確控制抓取物體的力量強度[5]。相似的概念也被採用於外科手術工具，以輔助臨床手術執行[6]。故為了符合不同工作介面的需求，如何改善感測面積、感測器可撓性、空間分辨率以及力靈敏度，也成為發展高性能感測器的必要因素。

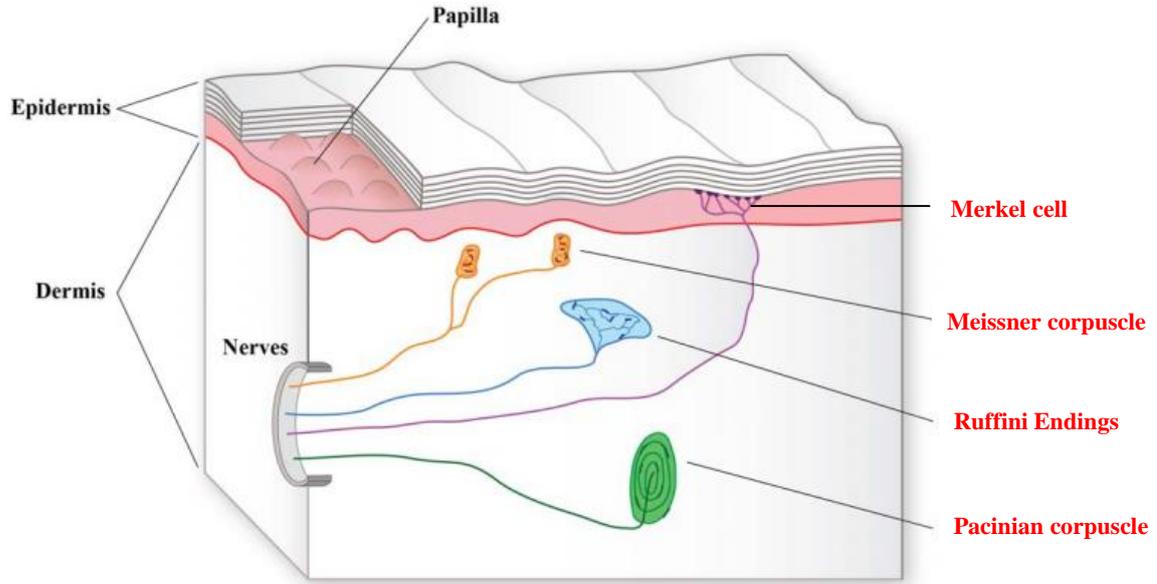


圖 1-1 無毛人體皮膚之斷面示意圖：觸覺受器細胞依照分布區域與深度的不同，分別為表皮層中的 Merkel cell、真皮層中的 Meissner corpuscles、Ruffini ending 及 Pacinian corpuscles [2]

1.1.1 觸覺感測簡介

觸覺感測的基本概念早在 1970 年代就有學者提出，將一個電感耦合的 RF 接收器植入手臂皮下組織，並搭配外部發射器組成觸覺回饋系統，用以控制假肢的機械作動[7]。然而當時該系統整體尚未發展成熟，同時受限於元件的封裝尺寸以及材料剛性，並非相當適合作為皮下組織的植入物。但是該概念的提出，卻也提供給後來的研究者們一個探索方向。直至 1990 年代，由 Lee 等人將感測機構和集成電路一體化(Mechatronics)的觸覺感測技術，明確定義為單一個裝置或系統，其可藉由感測器和目標物之間的物理接觸，加以量測目標物與接觸情況，所給定的形貌、壓力、溫度、硬度甚至是含水量等性質[8]。

現今的觸覺感測器通常仿造人體皮膚為原型，設計為複數個感測單元所排列組成，透過感測結構在應力作用下，產生的電訊號，來得知所承受的壓力大小。並在微機電製程技術的支援下，其結構可藉由感測架構與感測材料的設計，調整力響應範圍、微小化感測器體積，甚至進行結構可撓化，並對應於不同使用場域。

以上諸多好處中，觸覺感測器的使用場域，卻將大幅受限於感測器的響應範圍。這些範圍所對應的檢測區間，在觸覺感測器於可穿戴式裝置、人機介面裝置及智慧型裝置等廣泛應用[9-12]，是相當重要的使用指標。

一般日常生活中，常見由觸摸、物體操縱、體重量測，甚至是人體內循環所產生的壓力範圍，可以被劃分為幾個典型區間，主要分布在低壓區(<10 kPa)和中壓區(10 ~ 100 kPa)[13]。在 100 kPa 以下之壓力，所區分的四個應用範圍，如圖 1-2 所示[14]。其中低壓區(<10 kPa)為體內循環壓力範圍所普遍涵蓋的區間，較為典型的例子有眼內壓(Intraocular pressure)、顱內壓(Intracranial pressure)等等。眼內壓為眼球內容物與眼球壁所產生之壓力，當內壓過高時，容易導致視神經的損害，甚至是青光眼的產生[15]。而顱內壓常見由腦部腫瘤、創傷性損傷以及腦積水等各種腦部病變所引起，當顱內壓過高時，將會大大提升病患死亡率，以及顱內併發症的發生率[16]。中壓區(10 ~ 100 kPa)所涵蓋的壓力範圍則較為廣泛，小至血管內血液流動、脈搏量測等穿戴式醫療監測裝置[17, 18]，大至體重計、氣壓計等靜態壓力量測。

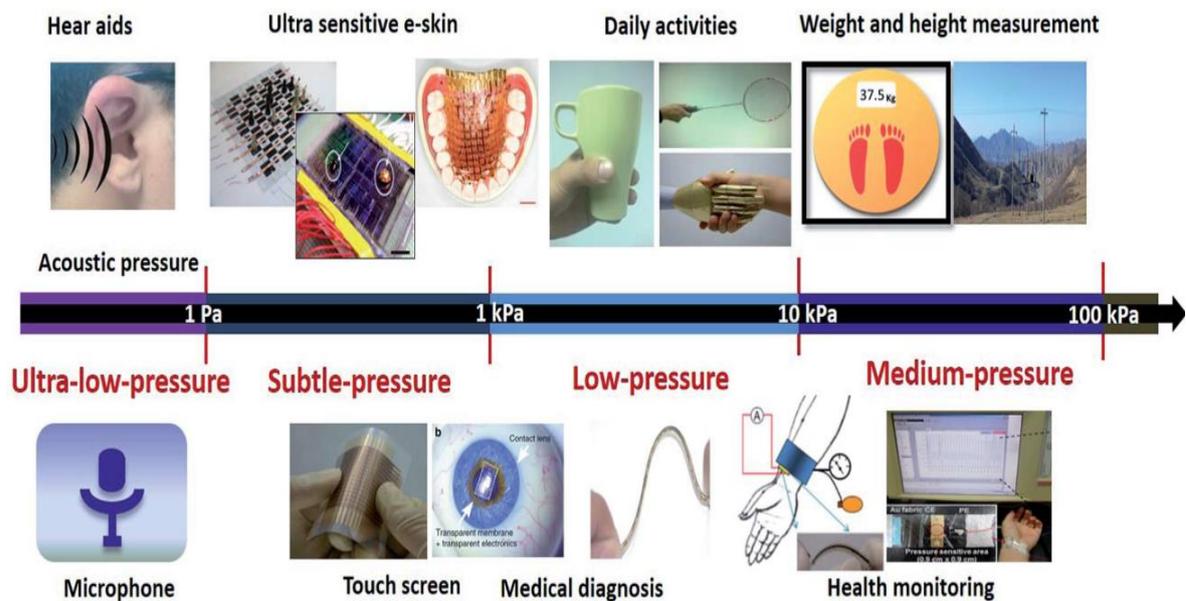


圖 1-2 為不同壓力區間:超低壓(<1 Pa);微壓(1 ~ 1k Pa);低壓(1 ~ 10 kPa)和中壓(10 ~ 100 kPa)，以及相關應用之示意圖[14]

1.2 觸覺感測器種類與原理

感測器依照應用場域，搭配適合的感測元件與讀取電路，便能偵測周遭環境所發生的變化，將該變化轉換成電壓、電流、磁場、光強度...等物理量，並加以表示。觸覺感測器乃是將目標作用在元件表面的接觸行為，轉換為可供辨識的電子訊號，並且透過一系列訊號處理，將該訊號轉換為直觀的觸覺影像。而現今較為主流的觸覺感測架構，依照文獻中歸類的常見感測原理，大致可分為：壓阻式、電容式、壓電式、光學式等型態。以下小節將對各式感測原理以及相關文獻回顧進行分類介紹。

1.2.1 電容式感測器

電容式感測器以平行電容板為主要感測結構，當元件表面在外加應力作用下產生結構變形，將連帶影響平行板電容值大小，其示意結構如圖 1-3 所示。該結構電容值與兩電極間的距離變化，以及重疊有效面積之改變有關，其關係如下所示：

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{d} \dots\dots\dots(1.1)$$

其中 C 為平行板電容值、 ϵ_r 為平板間的材料相對介電常數、 ϵ_0 為真空中介電常數、A 為兩電極間的重疊有效面積、d 為兩平行電極間的距離。

該類感測器可應用於靜態力量檢測，具有不錯的響應精度，主要優點在於感測結構對較低的應變量，仍具有響應變化能力[19]。但是電容式感測器的缺點在於變化量通常只有 pF 大小，因此感測器傾向於低響應範圍特性，在進行量測時也需要搭配放大電路，提升訊號解析度[14]。另外，該類感測器的電極製作方式，經常以蒸鍍或濺鍍方法，在基板表面沉積一層金屬薄膜作為輸出導線。然而金屬薄膜的延展性較差，使得輸出導線在承受較大的結構應變時，容易有毀損的情況發生。

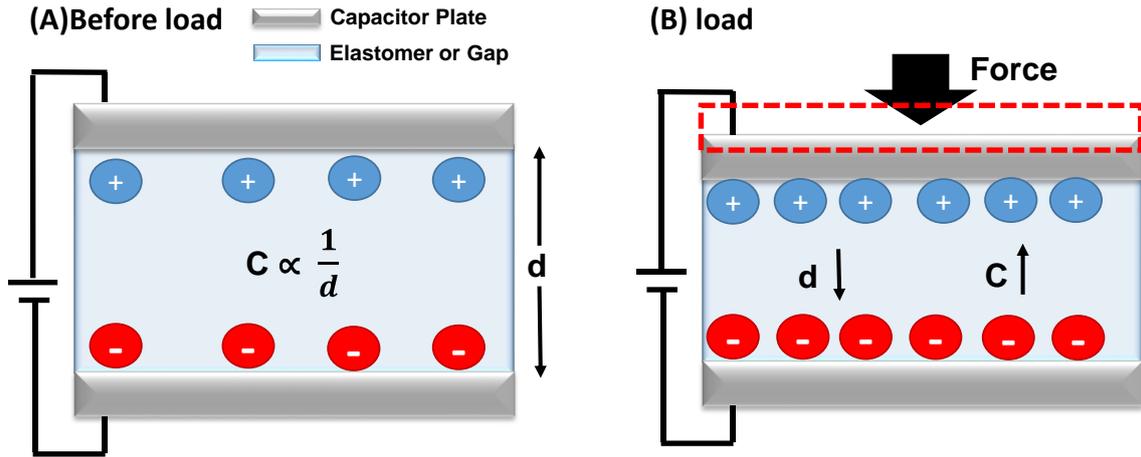


圖 1-3 典型電容式觸覺感測示意圖：基於平行板電容原理，電極間隙在應力作用下發生改變，將連帶影響電容值大小；圖(A)、(B)分別為平板電容受力前後之變化

1995 年 Chu 等人[20]，結合半導體製程及體型微加工技術(Bulk micromachining)，製作三軸向的電容式觸覺感測器。其結構如圖 1-4 所示，以橡膠作為緩衝材料，在矽薄膜與玻璃基板上分別塗布四個陣列式金屬電極。當陣列中的電極發生傾斜或偏轉，電容便會響應於所施加的力量大小。其力量感測範圍介於 0 ~ 1 g，正向力與剪應力的靈敏度分別為 0.13 pF/g、0.32 pF/g，並且空間解析度為 2.2 mm。

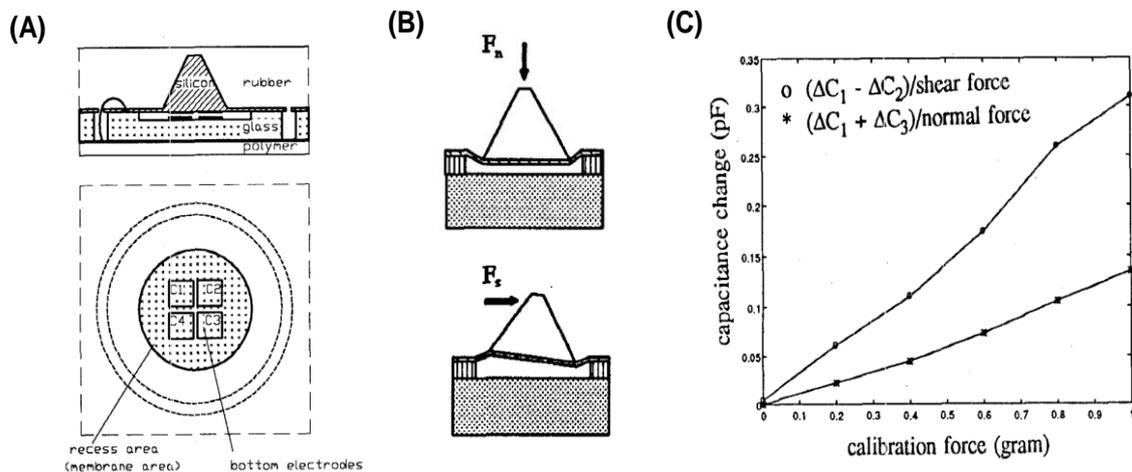


圖 1-4 為 Chu 等人所提出的三軸向電容式觸覺感測器：(A)觸覺感測器之結構示意圖，(B)正向、剪應力作用於凸塊，會造成感測電極的偏移，(C)三軸向電容在正向力以及剪應力作用下的響應結果[20]

2000 年 Leineweber 等人[21]，設計出一款晶片式觸覺感測器，如圖 1-5 所示。其製程可兼容 CMOS，並整合電容掃描電路。晶片製作上利用表面微加工技術，在矽基板表面製作孔穴結構，並以矽膠封裝後作為力量傳導層。該感測器能夠感測表面受到接觸所產生的力量大小，在 1~3 bar 的壓力範圍內具有 3.5 V 的電壓變化量。該研究的特點為使用彈性材料封裝感測層，並在晶片上整合感測單元與讀取電路，但矽基板缺點在於無法撓曲，並不適合應用於非平面的壓力感測介面。

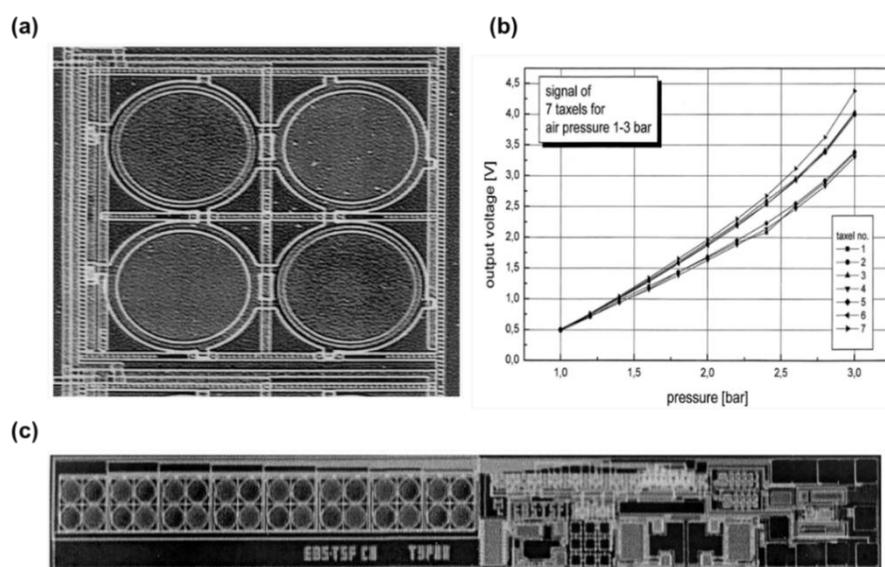


圖 1-5 Leineweber 等人所設計的晶片式觸覺感測器：(a)壓力感測區域，(b)壓力範圍 1~5 bar 具有 3.5 V 的電壓變化量，(c)晶片之實際影像[21]

為了解決早期觸覺感測器選用矽基板，所遇見的可撓性問題，有許多學者開始投入於軟性觸覺感測結構的開發設計。2006 年 Lee 等人[22]，便將材料彈性優異的 PDMS 使用於感測結構製作。以旋轉塗布法在矽基板上製備兩層 PDMS 薄膜，上層薄膜表面設計為凸塊結構，以利於壓應力之傳導。並分別在薄膜上電鍍銅電極與連接導線，中間再夾持一層 PDMS 裸基板，作為兩平行電極間的絕緣層。最後以氧電漿表面處理法，對各層薄膜進行改質，將結構接合成一個完整的觸覺感測器，如圖 1-6 所示。該感測器能藉由表面凸塊，偵測垂直負載的正向力與側面

推移之剪應力，在 0 ~ 40 mN 壓力範圍內具有 3%/mN 的靈敏度，平面解析度則為 1 mm。

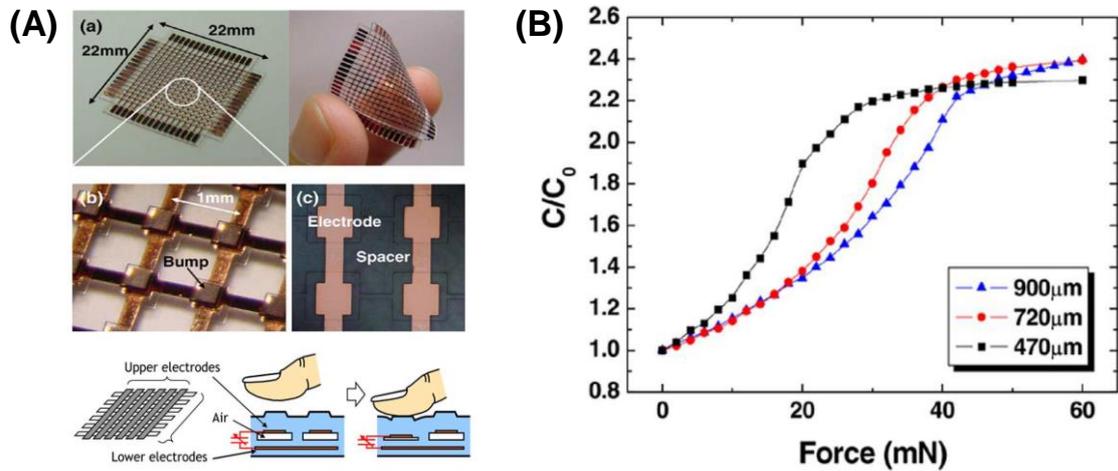


圖 1-6 電容式可撓性觸覺感測器：(A)(a)由五層 PDMS 黏合而成的感測器模型，軟性基板可輕易撓曲；(b)表面具有凸塊結構，空間解析度 1 mm；(c)銅電極之實際影像，(B)量測結果為上基板結構，在不同厚度設定與響應能力之關係[22]

2010 年 Kim 等人[23]，提出透明輕薄的可撓性電容式觸覺感測器，實體晶片如圖 1-7 (A)所示。以可見光穿透性高的聚碳酸酯(Polycarbonate, PC)為結構製作材料，基板表面則塗布 IZO 薄膜作為陣列電極，最後以 SU-8 光阻(Photoresist)，創造出兩個平行基板之間的絕緣層與結構間隙。該結構在波長 380 ~ 770 nm 的可見光範圍內，有高達 86%之平均穿透率(Average transmittance)，因此該感測器也可應用於顯示器之多點觸碰(Multi-touch)，但感測能力受限於結構厚度，僅在 0 ~ 0.1 N 壓力範圍內，有明顯的響應變化，其具有 4%/mN 之靈敏度。

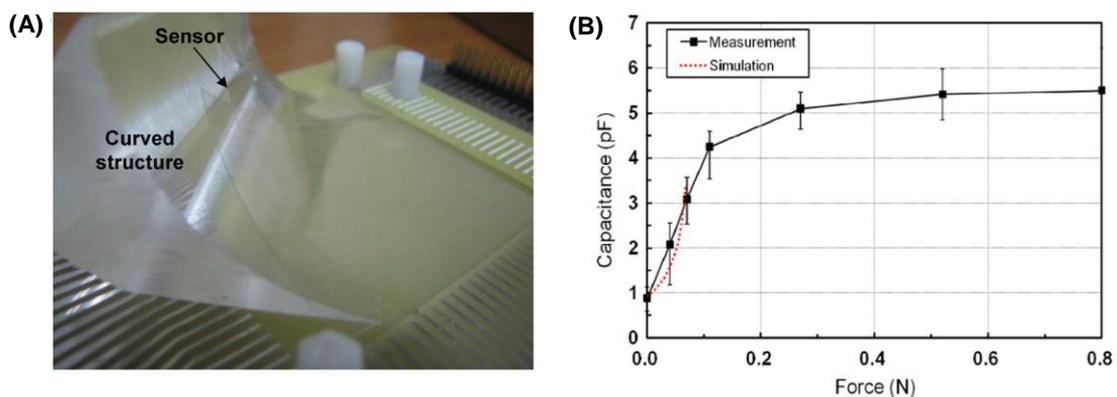


圖 1-7 (A)電容式感測器實體影像：由 PC 薄膜作為結構材料，搭配 IZO 平行電極，最後以光阻創造出結構間隙與絕緣層，(B)該感測器對正向作用力之響應[23]

另外，2011 年 Takamatsu 等人[24]，則以創新的製造方法，開發大面積撓性感測器，如圖 1-8(A)。該團隊將導電高分子 PEDOT:PSS 塗布於尼龍纖維(Nylon)表面，再披覆高介電常數(Dielectric constant)的紫外光膠作為保護層。並透過紡織方法，將加工纖維與普通纖維編織成大面積的網布，尺寸可達到 1.2 × 3.0 m 之大小，如圖 1-8(C)。而該裝置原理，乃是將人類手指視為具導電性的工作電極，量測手指觸碰纖維所造成的電容變化，如圖 1-8(B)所示。完成裝置之平面空間解析度約為 5 cm，由表面接觸所引起的電容變化為 0.5 pF。就結果而言，其優點為大面積製造之可能性，但太大的空間解析度，會使得力分布的辨識性大幅下降，而且該系統的電容變化量極小，如圖 1-8(D)，其壓力感測源僅適用於手指觸碰所產生的壓力變化範圍。

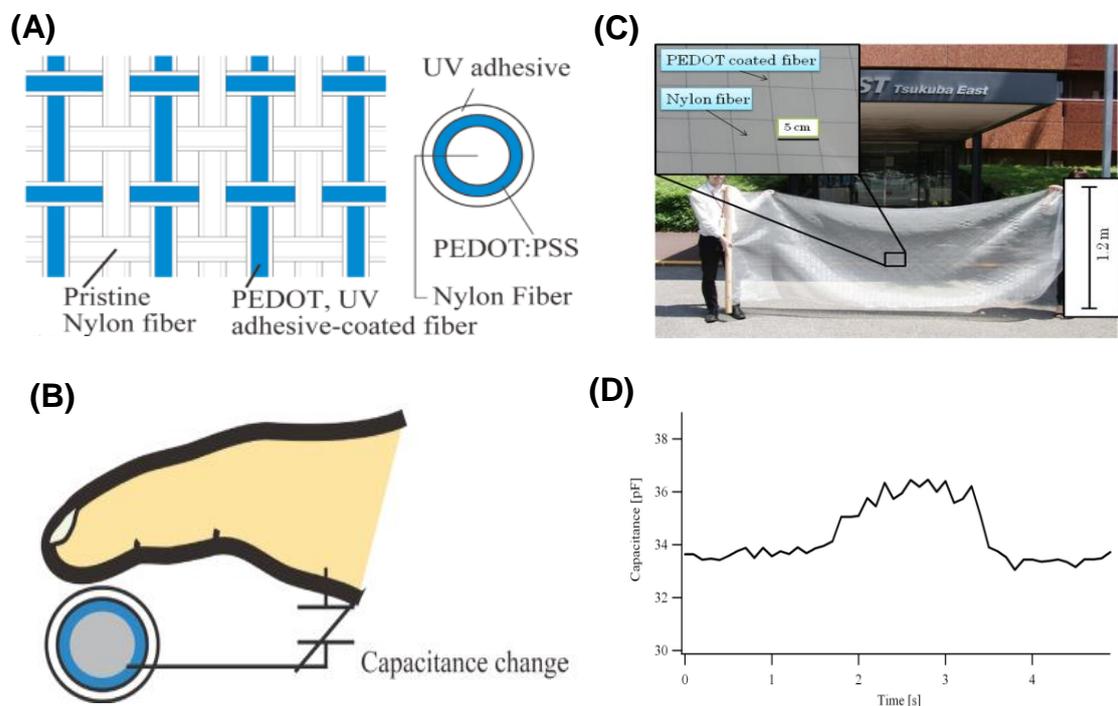


圖 1-8 Takamatsu 等人所提出的大面積電容式觸覺感測器：(A)纖維結構示意圖，由尼龍纖維、塗布導電層和保護層之加工纖維，所組成的編織網絡，(B)將手指視為具有導電性的工作電極，量測觸碰纖維所產生的電容值，(C)大面積完成品之影像，

成品尺寸 1.2 × 3 m，(D)該感測器單元由手指按壓所產生的電容變化[24]

1.2.2 壓電式感測器

壓電效應(Piezoelectric effect)在 1880 年由居禮兄弟在石英試驗中發現[25]，對其施加機械應力時，能夠觀察到表面產生的電荷分布。而壓電效應又可區分為負壓電效應與正壓電效應，前者是指壓電材料被施加電場時，材料在電場作用下會發生機械變形，而外加電場移除後，材料變形隨即消失之現象。此現象隸屬於電能與機械能之轉換，並適用於製作致動器及超音波產生器等驅動元件[26]。而後者乃是壓電材料受到外加應力而產生極化現象，並在材料兩側產生電位差，當應力移除後又回復電中性之現象。意即為機械能與電能之轉換，常見可應用於壓力感測與震動感測等元件製作。典型的壓電式觸覺感測器，便是將兩電極貼合壓電材料，偵測正向力作用下所產生的電訊號，並經由電荷放大器進行電壓訊號的轉換[27]，如圖 1-9 所示。壓電材料的輸出電壓與應力大小之關係，可以簡單描述為下式所示：

$$V = g \cdot x \cdot t \dots \dots \dots (1.2)$$

其中 V 為材料所輸出電壓(Voltage)、g 為材料之壓電常數(Piezoelectric constant)、x 表示為材料所受應力大小(Stress)、t 則為材料極化方向之厚度。

壓電材料主要可分為：陶瓷、金屬半導體以及高分子複合材料等種類，該類感測材料具有靈敏度高以及響應快速等優點。然而陶瓷和半導體材料之剛性較高，一般不適用於曲面或非平面之感測架構。而以高分子材料為基底的壓電薄膜，如聚偏二氟乙烯(Polyvinylidene fluoride, PVDF)則具有較佳的結構可撓性，能夠應用於不同曲面的撓性感測陣列之製作[28]。然而壓電材料所產生的表面電荷，屬於響應非常快速的暫態變化。因此，該類感測器主要使用於聲波傳遞、不同剪切方向的滑動與震動等，細微變化的動態力量量測，較不適用於靜態力量之測量。

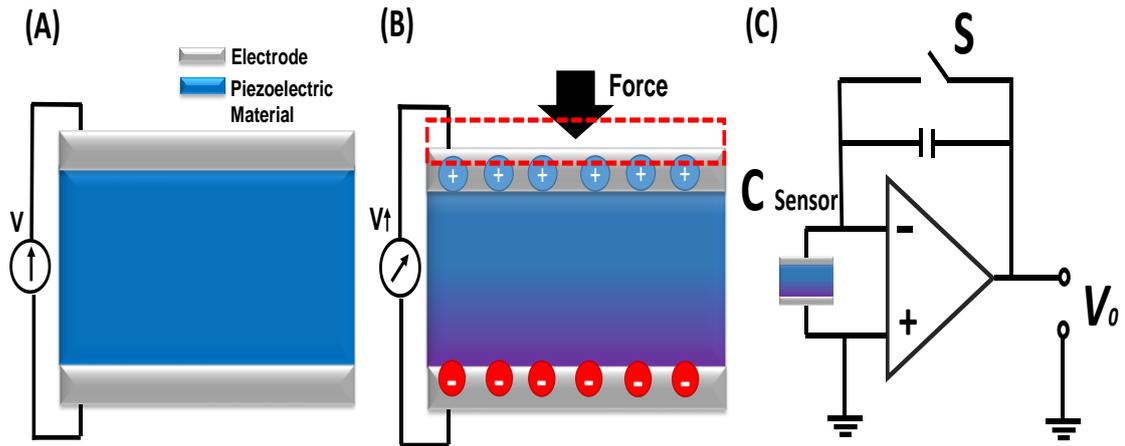


圖 1-9 典型壓電式感測器與放大電路之示意圖：(A)未施加應力，(B)施加正向應力，(C)將壓電式感測器與電荷放大電路結合[26]

2007 年 Motoo 等人[28]，接合兩層壓電材料並固定其中一端，作為懸臂樑結構。該裝置可量測震動及機械阻抗所產生的電壓訊號，該結構具有不錯的響應範圍 2.5 ~ 10 kPa，但不適合應用於曲面結構或陣列式的感測場域。2008 年 Li 等人則以模轉印法(Mold-transfer method)，成功轉印壓電聚合物[29]，如圖 1-10 所示。該研究使用 PVDF-TrFE 材料，轉印出方頂和圓頂結構的可撓性感測陣列，並於壓電薄膜表面蒸鍍鋁金屬作為接觸電極，用以感測壓力施加於陣列表面，所產生的電壓變化。其中方頂結構和圓頂結構，分別具有低至 25 mN 以及 40 mN 的壓力感測能力。

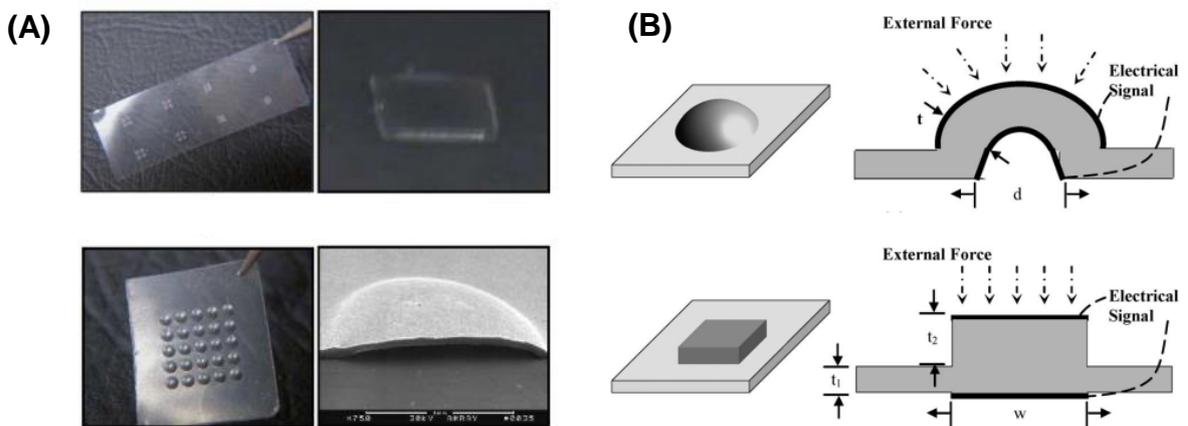


圖 1-10 為 Li 等人所提出的轉印結構：(A)實際影像的上下部分各別為：PVDF-TrFE

薄膜利用轉印所得的圓頂及方頂結構，(B)轉印之圓頂與方頂感測結構示意圖[29]

同年，Chung 等人提出具可撓性的 4×4 壓電式感測陣列[30]，結構設計以聚苯乙烯作為上下基板，感測材料則選用高壓電常數的 PVDF 薄膜，並在該薄膜上製作陣列式電極，再與柱狀結構的 PDMS 組合成三明治結構，如圖 1-11 所示。相較於傳統壓電式感測器所使用的薄膜電極感測架構。藉由此結構化電極的加入，能夠有效提高壓電材料對於機械應變的感測靈敏度，並在接觸力量 $0.5 \sim 3.5 \text{ N}$ 之範圍，保持線性的電壓輸出變化。然而該柱狀結構作為壓電材料之傳力構件，需注意外加應力作用於 PDMS 管柱所造成的結構應變，可能導致力量檢測精度上的誤差。

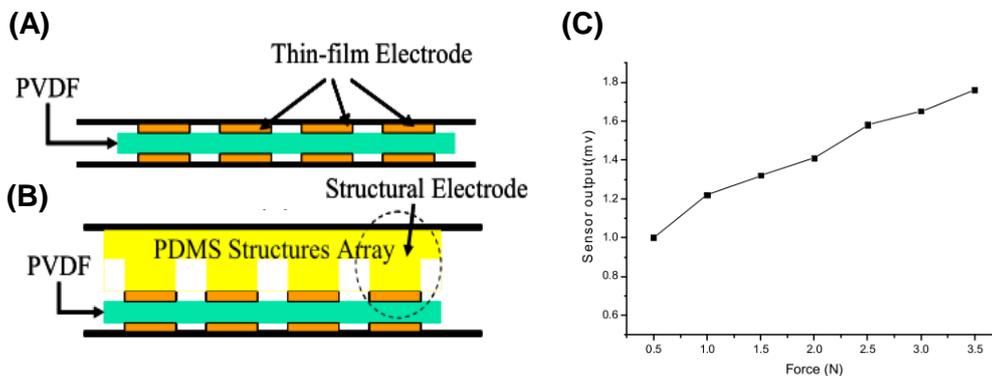


圖 1-11 Chung 等人所提出的壓電式感測陣列：(A)典型壓電式感測結構，利用 PVDF 結合陣列式薄膜電極，(B) PDMS 柱狀結構與結構化電極，(C)之改良設計感測器的輸出電壓與施加應力之關係[30]

2016 年 Yu 等人則利用 PVDF 薄膜與電極的配位設計，發展出另一種可撓曲的壓電式感測陣列[31]。其中壓電薄膜被夾持於四個方形上電極，和一個方形下電極之間，形成四個壓電電容器。而頂部的凸塊作為傳力構件，將會使得四個壓電電容器發生不同的電荷變化，因此可應用於三軸向的動態接觸量測，如圖 1-12 所示。

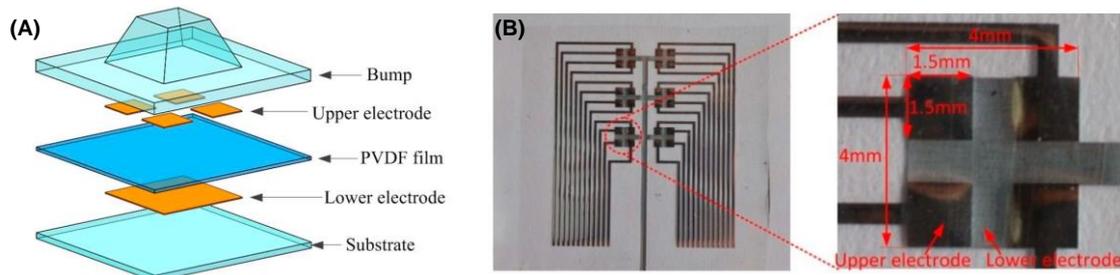


圖 1-12 Yu 等人所提出的壓電式觸覺感測陣列：(A)感測單元之爆炸示意圖，(B)該 3×2 感測陣列之真實影像，放大圖為感測單元之配位電極[31]

1.2.3 壓阻式感測器

該類感測器通常選用具導電能力的壓阻材料(Piezo-resistive material)，來製作壓力感測層。其壓力感測機制主要依賴導電材料間，由外加應力所造成的接觸電阻變化，亦或是導電材料本身因結構應變而引起的阻值變化，這些現象一般被統稱為壓阻效應(Piezo-resistive effect) [32]。典型的壓阻式構造如圖 1-13(A)所示，利用平行電極夾持壓阻材料，當元件表面被施加正向力量，材料結構在應力作用下輕易發生變形。隨著材料中導電路徑的改變，或是材料與電極接觸面積的增加，其接觸電阻值將會產生變化，進而能夠分析外加作用力之大小如圖 1-13(B)所示。

目前常見的壓阻式感測材料可被歸類為：金屬、半導體以及導電橡膠等三大種類。傳統的應變規製作方法，乃是將金屬導線沉積於矽基底的懸臂樑結構，或是聚合物材料表面，並藉由導線長度改變所引起的電阻值變化，感測壓力大小。半導體應變規則同樣常見以矽基板作為主要建構材料。導電橡膠則是近年來較為新興的壓阻感測材料，該類材料主要以摻雜方式，將各種導電材料例如：金屬顆粒、奈米碳管、石墨烯等，加入具有彈性能力的高分子聚合物，藉此製作柔軟可撓的導電橡膠，並得以貼近仿生皮膚的設計概念。由於該類感測器通常架構簡單、製作容易，因此表面壓阻式感測器也具有結構複雜度低、靈敏度高、響應快速，以及易於製作集成電路等優點，是各式觸覺感測器中最為廣泛發展的感測型態。

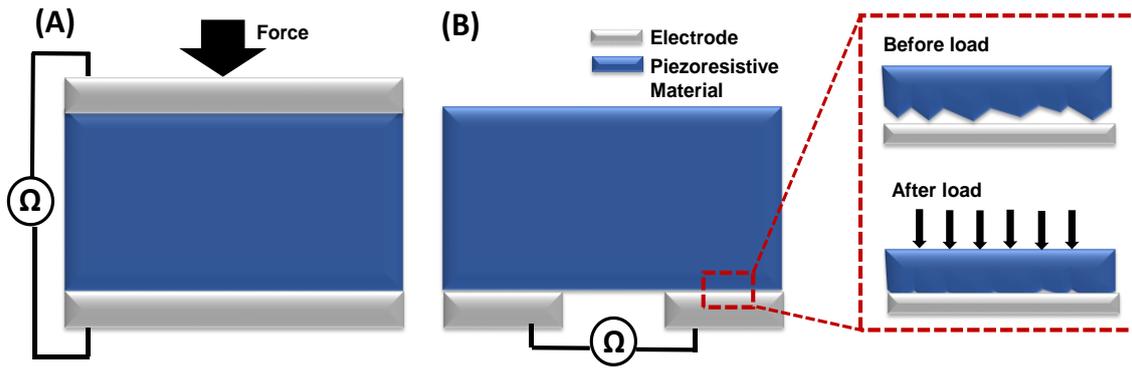


圖 1-13 典型壓阻式感測器之示意圖：當材料受外加應力作用，量測結構應變所造成的阻值變化，(A)量測直流電阻，(B)正向力作用下，材料和電極的接觸面積增加

在 2002 年 Papakostas 等人首先提出大面積感測陣列的製備方法[33]，如圖 1-14 所示，該團隊以網版印刷技術(Screen-printing)，將半導體膠塗佈於厚度 25 μm 的聚酯片上，並搭配不同方向的行列電極作為大面積感測陣列。該系統將行列電極交接處視為獨立的感測單元，當元件受到正向力量作用，只要讀取不同感測單元的電阻變化，便能了解作用力之大小與分布。

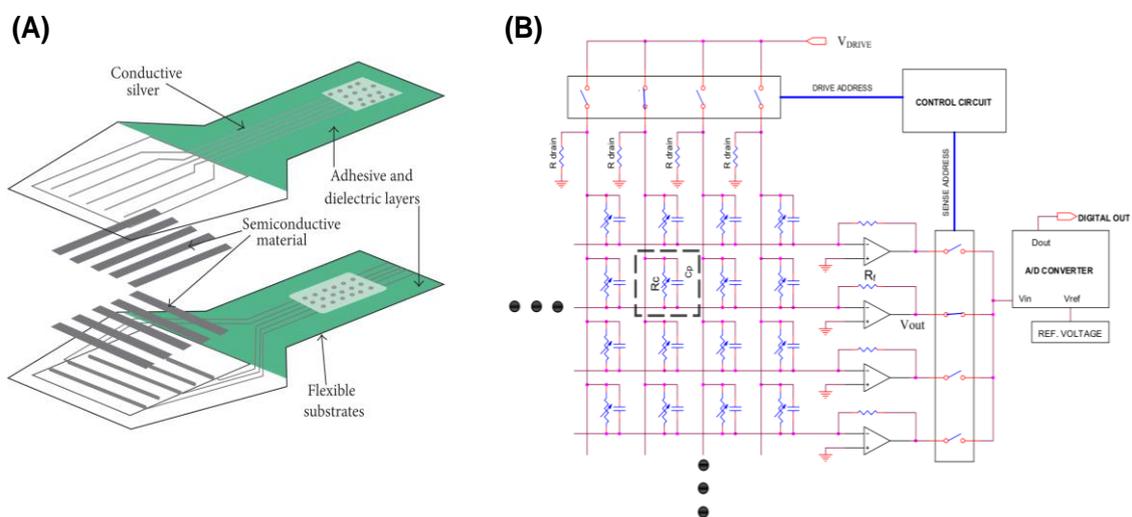


圖 1-14 Papakostas 等人提出的大面積觸覺感測陣列之示意圖：(A)以網板印刷法將半導體塗佈於聚酯片表面，並結合行列電極，達成陣列式感測的應用，(B)該感測陣列所搭配的掃描電路[33]

2008 年學者 Wen 和 Fang 則提出[34]，以應變規結合高分子薄膜的三軸向觸

覺感測器(Three-axes tactile sensors)，如圖 1-15 所示。當薄膜受正向力或剪切力作用，導致應變規發生不同方向的應變，便可分析作用力的方向與大小。另外該薄膜由 PDMS 與奈米鈷粒子(Co nano-particle)所組成，藉由調變鈷粒子的摻雜濃度，可輕易改變薄膜的機械強度，使楊氏係數由 1.32 MPa 增加到 479.25 MPa，同時改變感測靈敏度。然而該感測器架構以矽基板為主要建構材料，製作方法需要繁瑣耗時的金屬濺鍍以及濕蝕刻步驟，並且其懸臂梁設計也不利於可撓性感測陣列之應用。

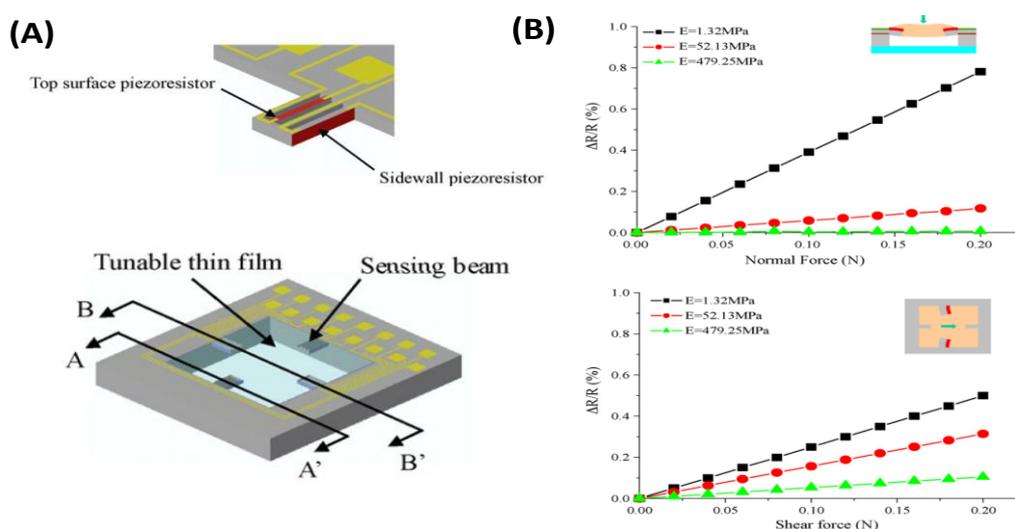


圖 1-15 Wen 和 Fang 所提出的三軸向觸覺感測器：(A)由高分子薄膜與四組應變規所組成的感測器示意圖，(B)該感測器在不同軸向作用力量下所得到的量測結果 [34]

2011 年 Cheng 等人提出一種新穎製程方法，應用於高可撓性感測陣列之製作 [35]。該感測器同樣使用導電橡膠為主要感測材料，製作方法首先利用自組裝機構將銅金屬導線纏繞於尼龍纖維，並交疊作為行列電極，接著將高分子預聚物與銅粉、碳黑、銀粉以及分散劑相互混和均勻，再利用噴墨印刷法將該導電混合物，噴塗於電極交疊位置，最後以 PDMS 進行表面封裝，完成晶片組裝，如圖 1-16 所示。並因電極製作部分引入螺旋電極的設計，使得晶片可撓曲強度大幅上升，可承受 70° 扭轉而不導致電極損壞。其感測機制同樣量測導電橡膠，因結構應變而產生的電阻值變化。該導電橡膠的起始電阻值為 $7.6\text{M}\Omega$ ，壓力量測有效範圍約在 $0\sim$

450 kPa。

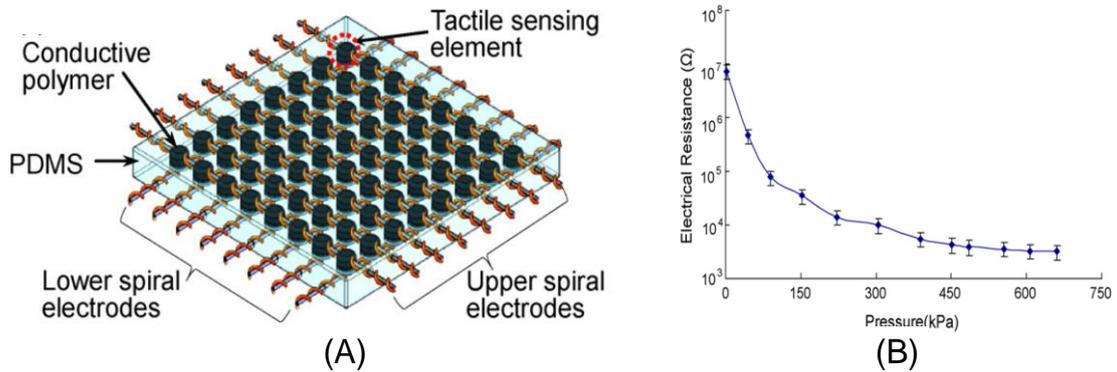


圖 1-16 Cheng 等人提出的可撓性感測陣列：(A)為該陣列的結構示意圖，將電極交接處視為獨立感測單元，(B)該陣列在不同外加作用力下，得到的電阻響應變化[35]

2013 年 Park 等人提出一種架構靈巧的 5×5 觸覺感測陣列[36]，如圖 1-17(A)所示。該陣列架構主要分為上下兩部分基板，上層使用 SU-8 模具轉印出表面具微柱狀結構的 PDMS 基板，並在結構表面沉積金薄膜作為感測電極；下層則將具導電性的聚苯胺奈米纖維，貼附於 PET 基板表面。感測陣列所受外加作用力的大小，可以藉由表面沉積金的 PDMS 微柱，與聚苯胺纖維間所產生的接觸電阻大小而得知。其中微結構的設計，能夠增加接觸電阻的響應變化量，使該陣列對於壓力感測的靈敏度大幅上升，並於結果表明可成功量測人體脈搏之訊號，如圖 1-17(B)所示。

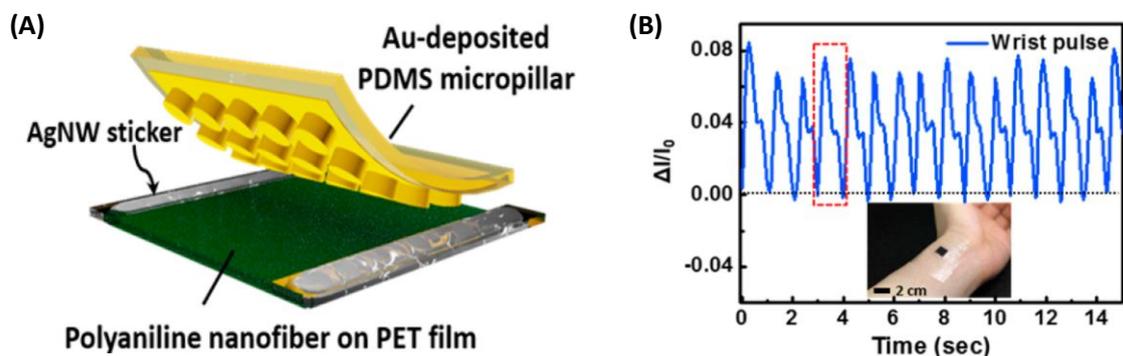


圖 1-17 Park 等人提出的觸覺感測陣列：(A)感測架構示意圖，(B)量測手腕脈搏[36]

同年 Shiao 等人也利用相似的接觸電阻感測概念，提出紙基底的可撓性觸覺感測器[37]，如圖 1-18 所示。該研究以 PEDOT:PSS 導電高分子作為壓阻材料，分別

塗布於上部的 PET 基板與下部的紙基板。並且將下部的導電薄膜定義為指叉狀結構，利用薄膜間的接觸電阻變化，從而得知作用力的大小，其研究價值，主要在於發現紙纖維表面的粗糙度，將有助於壓力感測靈敏度的提升。

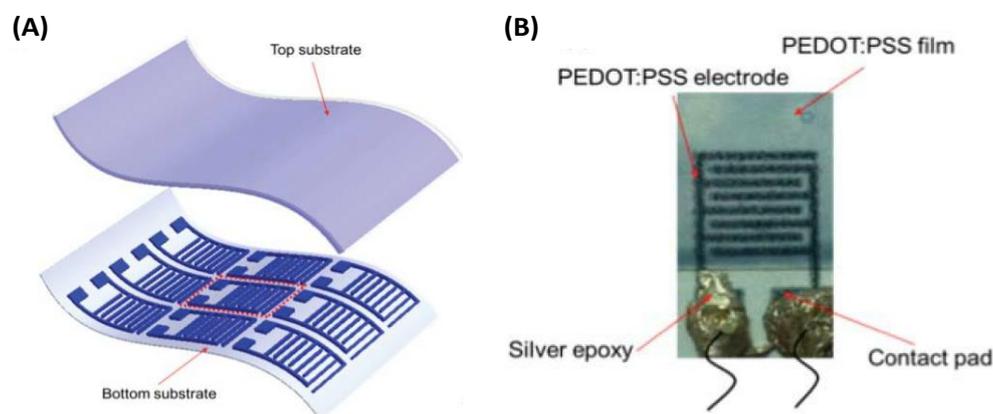


圖 1-18 Shiau 等人提出的紙基底感測陣列：(A)其架構示意圖，(B)晶片實際影像[37]

1.2.4 其他類型觸覺感測器

除了前述的壓阻式、電容式以及壓電式之外，也有許多不同的觸覺感測機制。例如光學式的觸覺感測器，該類感測器常見以光傳遞能力良好的透光性材料，作為主要傳遞介質，並量測壓力附載於元件時，光傳遞路徑改變所造成的光強度變化。如圖 1-19 所示，Umemori 等人[38]，利用矽膠薄片對壓克力板進行接觸，干擾光線在板內的全反射行為，使光線由沒有受壓的面反射出去，並藉由感光底片擷取光訊號的強度變化，判斷外加力量之大小。光學式感測器主要好處在於能夠避免電訊號的干擾，並具有較佳的量測解析度。但系統的配備則顯得較為複雜，不僅需要搭配激發光源與光偵測器，同時也不適合應用於大面積的陣列式感測。另外，學者 Mukai [39]，將市售的半導體壓力傳感器包埋於彈性體中，並在 PI 基板上排列為陣列式結構，如圖 1-20 所示。該裝置能夠感測範圍 $0.43 \sim 4.36 \text{ kgf/cm}^2$ 的作用力。

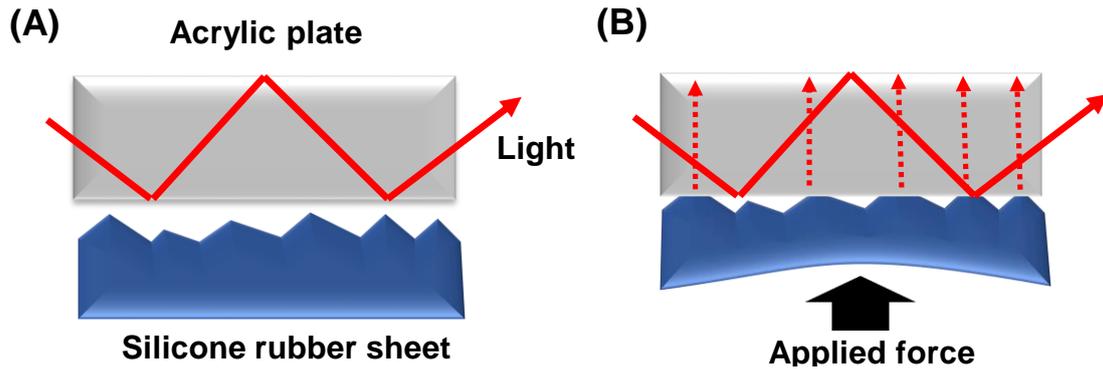


圖 1-19 Umemori 等人提出的光學式感測器之示意圖：(A)未負載狀態下的光傳導路徑，(B)負載狀態下造成光傳導路徑之改變[38]

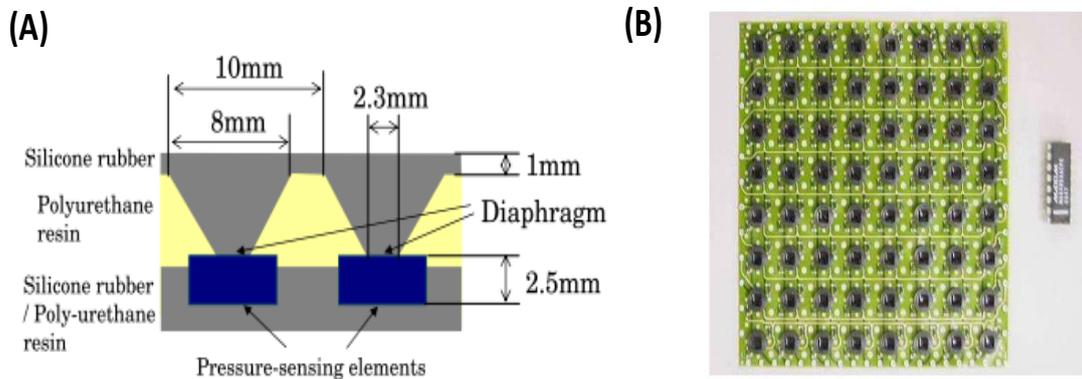


圖 1-20 包埋半導體壓力感測器：(A)結構示意圖，(B)感測器真實影像[39]

經由上述文獻的整理回顧，可發現目前的觸覺感測技術發展，主要仍以電容式、壓電式、壓阻式等型態為主流。其中電容式基於平行板電容原理，利用平行電極的配位設計或是介電材料的選擇，即可調變感測效能，但容易受到外部訊號的影響。壓電式感測同樣能利用感測電極的配位設計，以及壓電材料的選擇，加以調變感測能力。近年來以 PVDF 薄膜為代表性壓電材料，最為被廣泛使用。並基於壓電效應的特性，其電荷產生速度以及消散速度皆相當迅速，因此主要應用於動態觸覺感測。而壓阻式感測的發展時間最久，從早期以矽基板、金屬導線為基底的應變規結構，直到近年以高分子材料為基底的導電橡膠結構，皆是基於材料本身的壓阻效應，因此其感測結構之複雜度也最低。其中，各式各樣的觸覺感測架構，加入新興感測材料與創新結構設計，不斷相應被開發製作而出。下表 1-1 將依據常見之感測機制，條列出各種類型的觸覺感測器，並依其感測特性進行優

缺點比較。

表 1-1 常見的觸覺感測器類型，其感測機制以及優缺點之比較

感測型式	調變參數	優點	缺點
壓阻式	電阻變化	空間解析度高 陣列掃描速度快 結構複雜度低	高消耗功率 遲滯現象
電容式	電容變化	靈敏度高 空間解析度中等 動態響應範圍大	寄生電容 易受環境雜訊影響 感測架構複雜性高
壓電式	應變極化	靈敏度高 頻率響應快速	空間解析度低 僅適用於動態壓力感測
光電式	光強度變化/光譜	感測範圍 可靠性 再現性	系統體積龐大 光學設備昂貴
應變規	電阻變化	感測範圍 線性靈敏度 商業化產品	多屬於單區壓力量測 易受環境溫度影響

1.3 研究動機與目的

傳統觸覺感測器多為非可撓性晶片，常見以矽、二氧化矽以及玻璃等剛性基板，作為感測器主要建構材料，製作完成的感測器雖具有較寬廣的力量響應範圍。然而，許多觸覺量測場域可能為曲面、不規則面等非平面目標，使得該類感測器在應用範圍上較為受限。故感測器設計製造時所選用的基板材料、電極材料，甚至是感測層材料，已經成為該感測器未來決定應用範圍的關鍵因素之一。近年來在有機高分子材料的發展下，許多觸覺感測器開始引入軟性電子(Flexible electronic)概念，選用諸如：聚二甲基矽氧烷(PDMS)、鄰苯二甲酸聚乙烯酯(PET)、聚醯亞胺(PI)等可撓性高分子基板作為主要建構材料，並成功實現結構可撓化。在發展觸覺感測技術時，另外需要注意的是感測器靈敏度，以及大面積製造兼容性，其中靈敏度將影響感測器所匹配的壓力量測範圍，兼容性則牽涉感測陣列數之拓展。在各式觸覺感測類型中，壓阻式觸覺感測器具有結構複雜度低、電極本身就是感測單元等優點，相對易於感測陣列之大面積製造。該類感測器目前主要以導電高分子複合物作為感測層使用材料，其感測機制同樣決定於壓阻材料的電阻值變化。然而通過摻雜製造的導電複合物，對於低壓力量測的表現卻較不靈敏，使其成為應用範圍的一大限制。

因此本研究欲發展一種創新製程，結合旋轉塗佈法、模轉印法以及氣體雷射加工，製作壓阻式可撓性觸覺感測陣列。首先利用氣體雷射對 PMMA 模具進行表面燒蝕，完成表面具微凹槽結構之母模，再經 PDMS 預聚物轉印得到具微凸塊結構之基板。導電高分子溶液則以旋塗方式，沉積於微結構基板與裸基板表面，形成導電高分子薄膜，最後再交由氣體雷射進行電極圖案化之步驟，將微結構基板與裸基板相互組合，即完成觸覺感測陣列之製作。該製程方法好處在於微凸塊結構的大小僅約數十微米，能夠有效提升壓阻式感測器在小壓力量測之靈敏度。另外，經旋塗法與雷射加工製作的導電高分子薄膜，本身即為感測單元與連接導線，大幅降低結構複雜度。相較於一般觸覺感測器的電極製作方法，也大量省去金屬

濺鍍以及光刻微影步驟的製程時間，並且該製程方法也相當適合應用於大面積感測陣列之製作。

1.4 論文架構

本論文之研究架構共分為五個章節，將依序說明：觸覺感測技術之重要性與目前發展應用、本研究使用之感測材料以及原理、本研究使用之製程方法與量測系統，接續為觸覺感測陣列之實驗結果，最後是本研究之總結，完整架構如圖 1-21 所示。



圖 1-21 本研究之論文架構組織圖

第二章 感測材料及實驗原理

近年來觸覺感測器在微機電製程，與感測材料的蓬勃發展下，各式各樣的觸覺感測原理，以及應用裝置皆孕育而生。然而，不論是哪一種感測系統，皆利用感測器因物理接觸行為而產生的電訊號變化，進而辨識表面作用力的大小。因此在感測器的設計製作上，皆著重於感測材料的選用，以及感測架構之設計。而本

研究所發展的觸覺感測架構基於壓阻式感測，透過其微結構間的幾何形狀改變，以及導電薄膜所產生的接觸電阻變化，作為主要感測機制。故本小節將講述感測陣列使用的導電高分子材料，以及相應的壓阻感測機制。

2.1 感測材料

2.1.1 導電高分子簡介

導電高分子屬於有機化合物的一種，一般高分子材料的長鏈結構，是由碳氫化合物所組成，其主鏈鍵結多為共價之飽和鍵。在結構中並沒有能夠自由遷移之電荷，因此大部分的高分子化合物，都是導電性極差的絕緣體材料。直到西元 1971 年，由學者 Shirakawa 發現第一種有機導電高分子，聚乙炔(Polyacetylene, PA)。其化學結構式如圖 2-1 所示，是由長鏈的碳分子以 sp^2 鍵所組成[40]。其中每個碳原子都有一個未配對之價電子，形成未配對鍵。當相鄰的未配對鍵互相接觸，容易使得電子沿著長分子鏈移動，並由於派若斯(Peirels)不穩定性，未配對電子容易發生配對化(Dimerization)現象，互相配對形成單-雙鍵交替出現的共軛結構(Conjugate bonding)。當結構具有較長的共軛雙鍵，非定域化(Delocalization)的 π 鍵電子可以在聚合鏈上自由移動，並賦予高分子導電能力。這類高分子不需要摻雜石墨、銅粉、銀粉...等導電物質，藉由本身長鏈上的共軛結構，即可賦予一定程度之導電能力。因此，又被稱為本質性導電高分子(Intrinsic conducting polymer, ICP)。

而導電高分子依照電性提升的方法，一般可分為複合型與本質型。前者是指高分子混和各種導電物質，以填充複合、表面複合或層積複合的方式製作而成。其電性能與填充物的原始導電性、混合數量，以及在高分子中的分散狀況有關。後者則為具有本質導電性之導電高分子，導電度約為 $10^{-12} \sim 10^{-9}$ S/cm，並可經由化學摻雜(Doping)方法來提升導電度。例如將聚乙炔暴露於碘蒸氣進行氧化反應，摻雜少量碘後，導電率可大幅提升 9 個數量級[41]。並依照摻雜程度的差異及導電

高分子的種類不同，其導電度範圍更是涵蓋了導體($\sigma > 10^0$ S/cm)、半導體(10^{-1} S/cm $> \sigma > 10^{-8}$ S/cm)及絕緣體($\sigma < 10^{-8}$ S/cm)等材料範疇，如圖 2-2 所示[42]。並由於導電高分子所具有的機械特性、光學特性及生物相容性，近年來已成為相當熱門的研究材料。

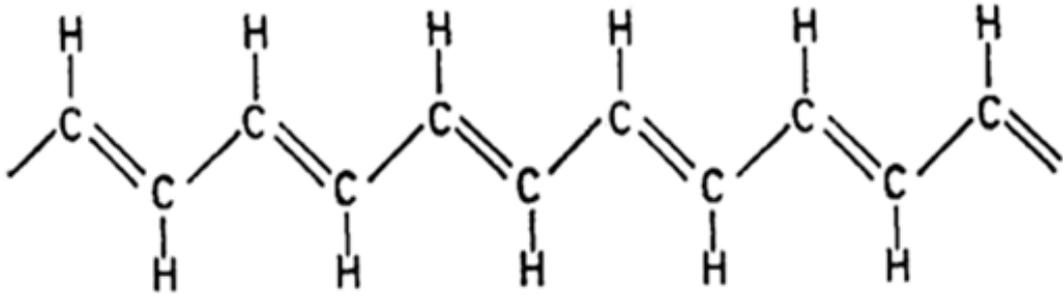


圖 2-1 聚乙炔之化學結構式[40]

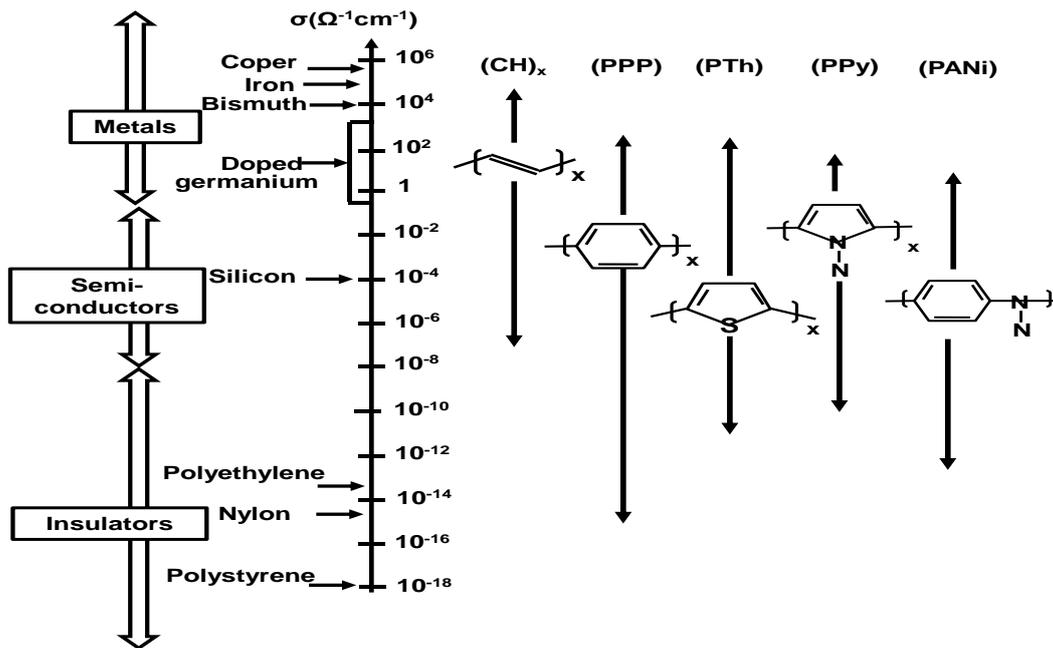


圖 2-2 各種導電高分子的導電範圍[42]

2.1.2 導電高分子 PEDOT:PSS

PEDOT:PSS 是為一種有機共軛高分子材料，同時具有良好的電化學性能、熱穩定性、高導電率、可見光穿透率等優點[43]。因此成為學者們高度研究的導電聚合物之一，並投入於薄膜電晶體[44]，超級電容器[45]以及太陽能電池[46]等應用。其化學結構式如圖 2-3(A)所示，此複合物由具本質導電性的聚二氧乙基噻吩

(PEDOT), 及水溶性良好的聚電解質, 聚苯乙烯磺酸(PSS)所組成。一般而言 PEDOT 會以寡聚物(Oligomer)形式, 非連續的鍵結於 PSS 之長鏈結構上, 而未產生鍵結的硫酸根則提供良好的親水性, 使該複合物以膠體懸浮顆粒的型態, 散佈於水溶液之中, 其中水分與聚合物的重量百分比組成, 通常各為 95% 及 5% [47]。

因此在實際的製程應用上, 該導電溶液能夠以旋塗、噴灑, 或是浸泡等方式, 塗布至親水性的基材表面, 並在移除剩餘水分後, 形成 PEDOT:PSS 導電高分子薄膜, 其示意結構如圖 2-3(B)所示。此時 PEDOT:PSS 長鏈分子結構在薄膜中互相纏繞交雜, 故薄膜中的電傳導機制, 主要發生於 PEDOT 寡聚物間的相互接觸。若此時薄膜受到外加力量影響, 而使得薄膜厚度開始縮減, 將會導致 PEDOT 寡聚物之間的距離縮減, 或是接觸區域增加, 進而降低薄膜電阻率[48]。並因為此現象的存在, 使得 PEDOT:PSS 導電高分子, 被認為有應用於壓阻式觸覺感測之潛力。

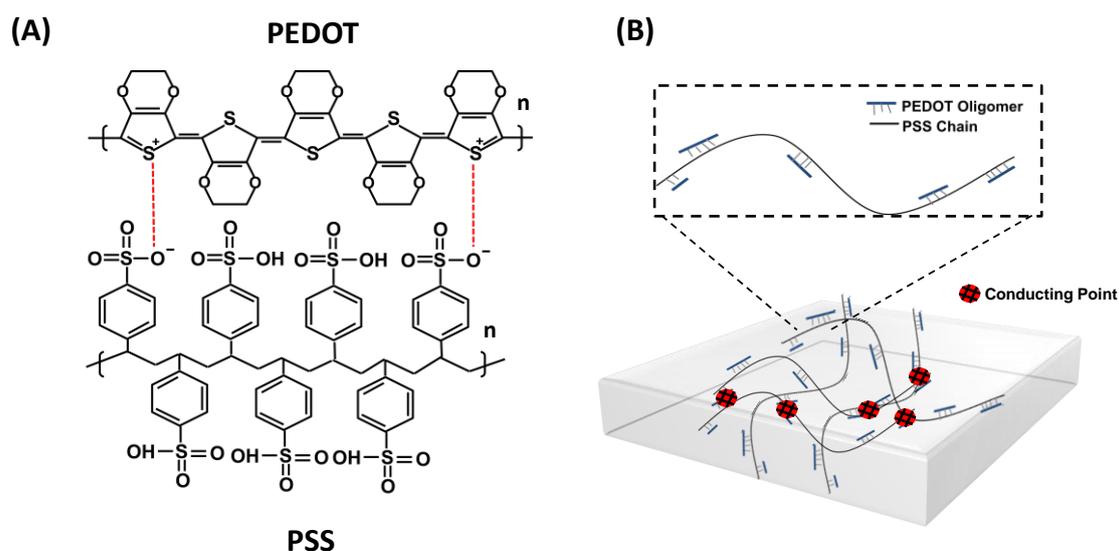


圖 2-3 (A) PEDOT:PSS 之化學結構式, 及(B) PEDOT:PSS 長鏈結構示意圖, 其中紅點代表 PEDOT 寡聚物間, 發生接觸行為之部分

另外，也有學者將聚酰胺纖維浸漬於 PEDOT:PSS 導電溶液之中，利用此導電薄膜所組成的塗層進行環境試驗[49]。並由試驗結果發現，PEDOT:PSS 具有一定程度之溫溼度響應能力。如圖 2-4 所示，在環境溫度 15 ~ 45°C 之內，塗層電阻值將隨著溫度提升而下降，變化範圍坐落在 43 ~ 37.5 kΩ，電阻變化率經計算後為 0.42% / °C。而在環境相對濕度(Relative humidity, RH)25 ~ 95%之間，塗層電阻值則隨著溼度上升而下降，如圖 2-5 所示。塗層電阻值的變化範圍為 50 ~ 25 kΩ，電阻變化率為 0.71% / % RH。然而，在一般室內環境中，環境的溫溼度相對固定，對 PEDOT:PSS 的壓阻能力影響不大。

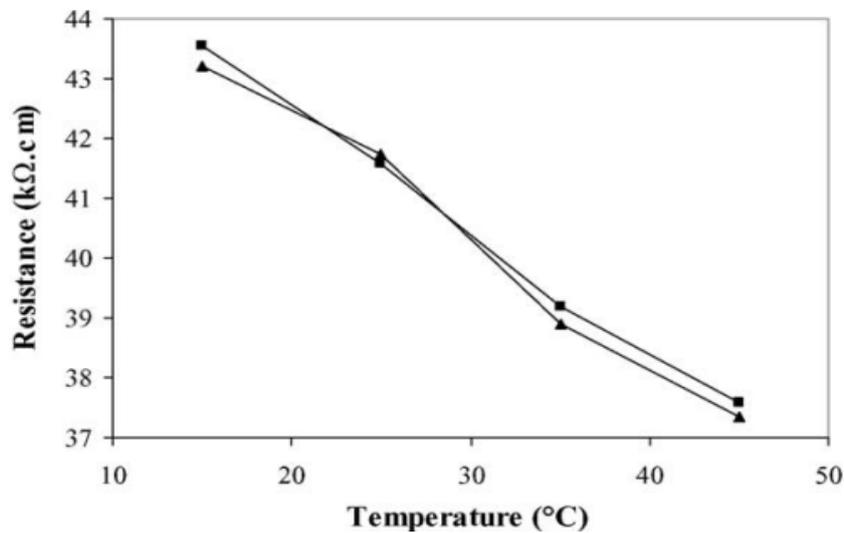


圖 2-4 PEDOT:PSS 塗層電阻值與環境溫度變化之關係：其中方形圖標和三角圖標，分別表示為加熱曲線以及冷卻曲線[49]

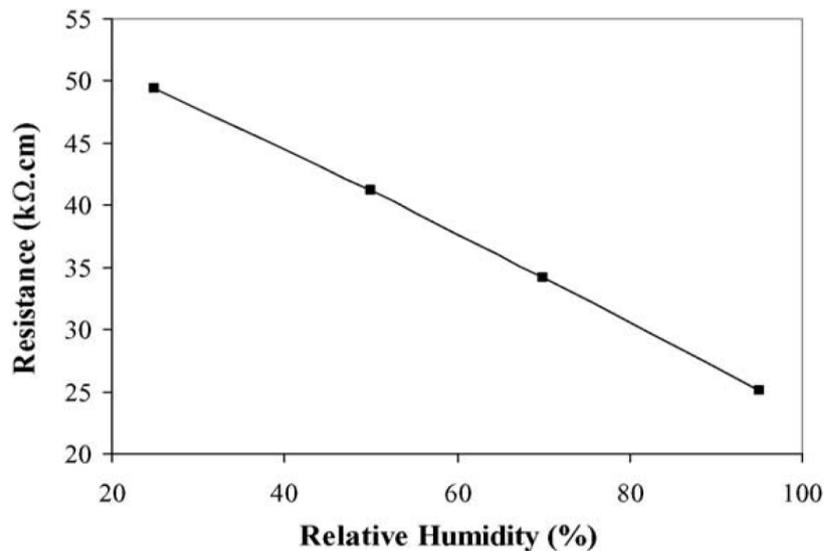


圖 2-5 PEDOT:PSS 塗層電阻值與相對濕度之關係：掃描範圍 25 ~ 95% 相對溼度[49]

2.2 感測原理

2.2.1 壓阻式感測基本原理

(一) 應變規

在文獻回顧中提到，壓阻式觸覺感測器在發展早期，大多採用應變規之結構設計，藉由壓阻材料在應力作用下所產生的電阻率變化，進而得知外加應力的大小。其製作材料主要使用高電導率之金屬，或是矽、鍺等半導體材料。以金屬應變規而言，其所受應力大小與電阻變化之關係可以描述為下式所示[50]：

$$R_M = \rho \frac{L}{A_M} \dots\dots\dots(2.1)$$

式中， R_M 為材料變形前之電阻值(Resistance)、 ρ 為材料電阻率(Resistivity)、 L 表示為材料長度、 A_M 則為材料之截面積。當材料受外加應力影響而發生變形後，假設其受力前後的總體積不變 $V = L \times A_M$ ，而長度發生變化 ΔL ，故材料受力後長度表示為 $L_0 = L + \Delta L$ ，將材料受力後長度與體積之關係帶入式 2.1，則受力後之材料阻值可以改寫為：

$$R_M = \rho \frac{(L + \Delta L)}{(A_M - \Delta A_M)} \dots\dots\dots(2.2)$$

由該式得知，金屬導線之長度將大幅影響阻值變化，因此一般金屬應變規在結構設計上，若能在感測單元的單位面積內盡量增加導線長度，則可藉此提升其電阻變化率。另外在壓阻材料的特性選擇上，則必須考慮該材料之壓阻因子(Gauge factor, G.F.)的大小，通常使用金屬薄膜所製作的應變規，其壓阻因子值在 2~5 之間[51]。該材料所屬之壓阻因子越大，則壓阻特性越好，其關係如下所示：

$$G.F. = \frac{(\Delta R_M / R_M)}{(\Delta L / L_0)} \dots\dots\dots(2.3)$$

(二) 複合型導電聚合物

傳統的應變規感測架構，因具有寬廣的力響應範圍，以及良好的結構強度，在早期被廣泛研究，並有學者使用於三軸向力量感測。但應變規感測架構屬於單區壓力量測，同時不易於投入大面積陣列之製作。而近幾年在仿生機械及穿戴式裝置的崛起下，以軟性電路概念為基礎的觸覺感測器，已經成為主要發展趨勢。該類感測架構使用具可撓性的高分子聚合物作為感測基材，因此感測結構與感測電極通常具有一定程度之拉伸及壓縮能力。其感測層製作方式，普遍是將高分子預聚物、導電粒子與硬化劑，依照使用目的調整所占體積比，經均勻混合後固化而成。

由於高分子材料本身不具有導電能力，其中導電粒子間的接觸行為，將在高分子基材內形成一個電流傳導路徑，此現象的發生，一般可使用滲透理論(Percolation theory)加以描述[52]。簡而言之，就是將高分子視為連續相基材，導電粒子為基材中隨機分佈的獨立點，當導電粒子的填充率大於臨界體積填充率時，即會發生滲透現象(Percolation)。此時，高濃度的導電粒子將會串通複合物兩端，形成導電路徑，促使複合物由絕緣態轉變為導電態。經由此種摻雜方式而得到導電性之複合材料，一般被稱作複合型導電聚合物。其壓力感測機制，同樣是藉由結構應變所造成的電阻值變化，得知外加應力的大小，如圖 2-6 所示。因此導電粒子在複合物中的散佈情形，以及高分子基材的楊氏模量，將直接影響其壓力感測效能。

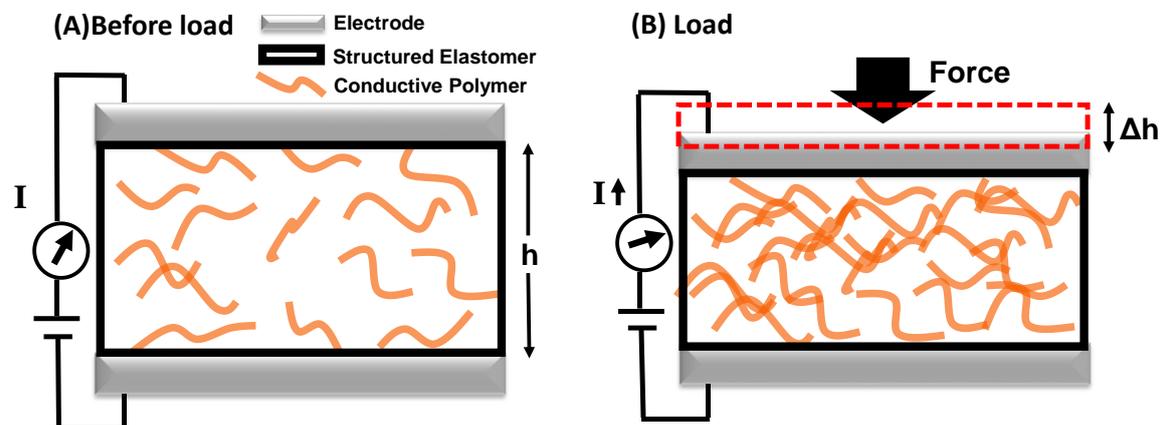


圖 2-6 複合型導電聚合物之壓阻機制：(A)沒有外加應力情形下，導電粒子密度較低，(B)外加應力影響下，使得聚合物厚度改變、導電粒子密度上升，造成粒子間接觸路徑增加，電流傳導更為容易，因此材料阻值隨之下降。

(三) 接觸電阻原理

一般人們在測定導電材料的電阻值時，多使用三用電錶、阻抗分析儀等量測裝置。在巨觀尺度下，透過裝置延伸出的金屬電極接觸材料表面，量測該材料在一定單位長度以及截面積之下的阻值大小，該阻值大小主要和材料本身的導電率相關。然而，在微觀尺度下，所有的固態材料皆呈現極為粗糙的表面形貌。因此，兩個塊材間的接觸行為，乃是由離散分布於材料表面的凹凸結構，開始發生。其中，材料間接觸面積的改變，將會影響電阻值之量測結果。而接觸電阻原理最早是由 Timsit 所提出[53]，如圖 2-7 所示。當材料被給予外加電流，並且材料表面的接觸行為，僅發生在部分區域，此時大部分的電流傳導路徑，將被侷限於材料間發生物理接觸的部位。該接觸行為的影響，即如同材料截面積之下降，將增加材料的接觸電阻。反之，隨著接觸總面積的上升，即可以最小化材料之接觸電阻。因此，在同樣大小的外加作用力下，感測層微結構之粗糙度變化，將改變薄膜間的起始接觸面積，同時影響感測靈敏度以及響應特性。

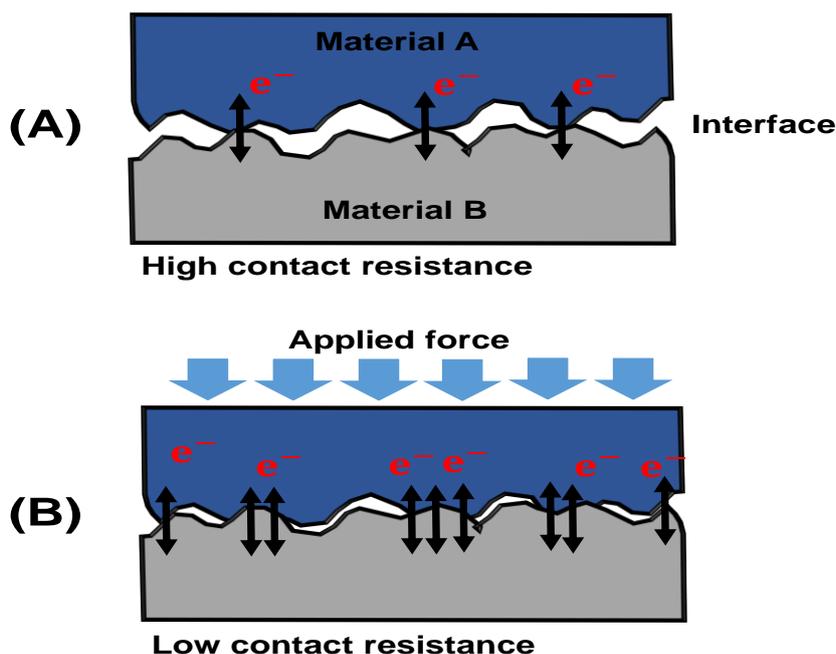


圖 2-7 接觸電阻之感測原理示意圖：(A)雙箭頭代表材料間的電流傳導路徑，在沒有外加作用力時，電流路徑被侷限於部分區域，因此接觸電阻較高，(B)在外加作用力影響下，材料間接觸面積增加，因此接觸電阻大幅下降

2.2.2 本研究所發展之觸覺感測機制

本研究所設計之觸覺感測陣列，同樣使用高分子材料作為感測層基材。而典型以複合型導電聚合物為基底的壓阻式觸覺感測架構，主要缺點在於高分子基材，同時為元件之傳力構件與感測層。在同樣大小的外加作用力下，其結構應變程度受到基材的楊氏係數所影響。並且感測結構多為平坦化設計，夾持於感測電極之間。若元件所受外力之大小，無法使感測層發生足夠應變時，則會影響壓力感測靈敏度。另外，一般做為感測電極的金屬薄膜，通常可撓曲性較差勁，在承受往復作動的結構變形時，該薄膜容易產生破裂面，影響感測單元的再現性。而導電高分子薄膜的交聯結構，則使其具有較佳的結構可撓性，因此對於結構應變有相對高的承受能力。故本研究所發展之觸覺感測陣列，選擇在高分子基板表面製作出微凸塊結構，再將同樣具有可撓性的本質導電聚合物，塗布於微結構與裸基板表面，分別形成導電薄膜，並藉由導電薄膜間的接觸電阻變化，來得知元件所承受的外加應力大小。

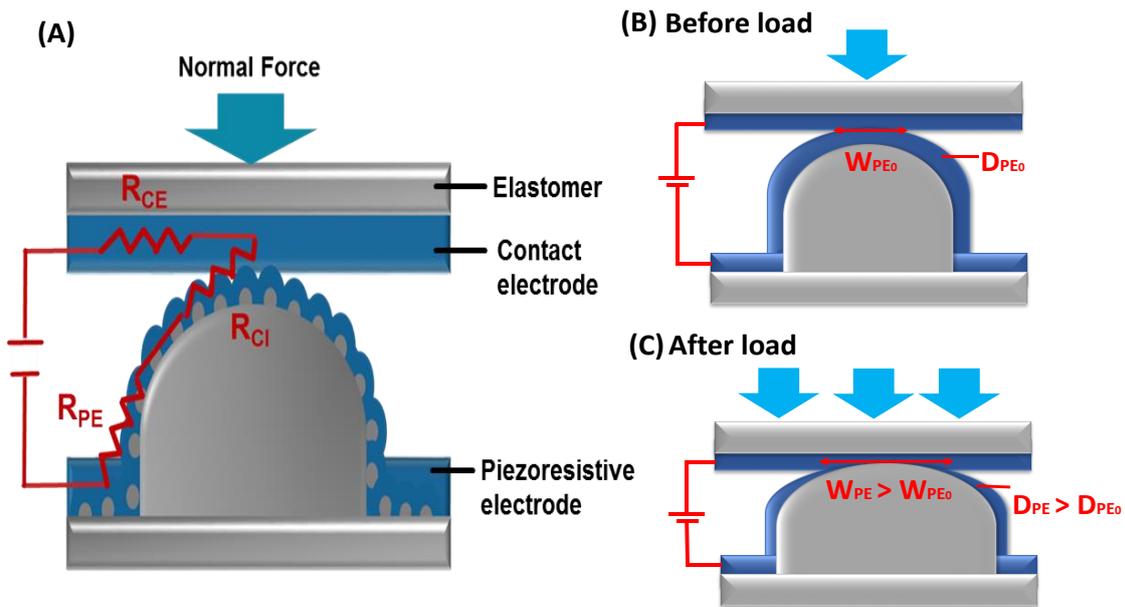


圖 2-8 本研究所提出的電阻式觸覺感測器之工作機制

本研究發展的觸覺感測架構之橫截面示意圖，如圖 2-8(A)所示。PDMS 基板表面的微凸塊結構，能夠調變電極接觸面積，且在小作用力下容易產生形變，故可有效提升小力量之感測靈敏度。在結構製作的部分，將 PEDOT:PSS 薄膜沉積於 PDMS 微凸塊結構表面，作為下基板的壓阻電極(Piezo-resistive electrode)，同時在 PDMS 裸基板表面塗布導電聚合物，作為上電極，並使其互相接觸。若元件表面沒有受到外加應力的影響，則感測電極間接觸情形不良，因此具有較高的接觸電阻值，當外加應力施加於元件表面，微結構在作用力影響下而發生幾何變形，將會使得兩個感測電極間的接觸面積快速增加，導致接觸電阻隨之下降，藉此感測作用力之大小。並因為感測結構在同樣大小的作用力影響下，所產生的總應變量將會相同。因此結構尺寸越小，越易產生足夠的應變，於低壓力感測有相對高的感測靈敏度，反之結構尺寸越大，則越不易產生足夠的結構應變，靈敏度相對較差。

參照 Choong 等人的文獻探討[17]，本研究所發展的觸覺感測機制，可以使用一個簡單的等效電路模型加以描述，如圖 2-8(A)所示。其中感測單元的總接觸電阻 R ，由其他三個部分電阻所組成：分別是裸基板表面的接觸電極 R_{CE} (Contact electrode)、兩個感測電極間的接觸介面 R_{CI} (Contact interface)，以及凸塊結構表面的壓阻電極 R_{PE} (Piezo-resistive electrode)，故此模型的總電阻值可表示為式(2.4)：

$$R = R_{CE} + R_{CI} + R_{PE} \dots \dots \dots (2.4)$$

其中，考慮到各部分感測電極的電阻率 ρ (Resistivity)、結構幾何形狀的邊界條件：接觸面積 A_{CI} (Contact area)、周長 W_{PE} (Perimeter)、長度 L (Length)，以及 PEDOT:PSS 導電高分子薄膜的塗布厚度 D_{PE} (Thickness)，可以將式(2.4)改寫為：

$$R = \frac{\rho_{CE}L_{CE}}{D_{CE}W_{CE}} + \frac{\rho_{CI}L_{CI}}{A_{CI}} + \frac{\rho_{PE}L_{PE}}{D_{PE}W_{PE}} \dots \dots \dots (2.5)$$

而感測單元在外加應力作用下，產生的總接觸電阻值變化量(ΔR)，是由初始接觸電阻(R_0)以及感測單元在負載狀態的接觸電阻(R)相減所得到，故可描述為：

$$\Delta R = R - R_0 \dots \dots \dots (2.6)$$

另外當結構受到外加應力影響時，其結構幾何形狀的邊界條件也會發生改變，如圖 2-8(B)、(C)所示。正向應力作用下，微凸塊因擠壓而產生結構變形，此時凸塊周長(W_{PE0})將大於未負載狀態下的周長(W_{PE})。同時 PEDOT:PSS 導電薄膜厚度 (D_{PE0})也會在應力擠壓下變薄，使得薄膜間的電流傳導路徑變短、電極接觸面積增加。將上述邊界條件之變化帶入式(2.6)，其關係可以整理為：

$$\Delta R = \left(\frac{\rho_{CE}L_{CE}}{D_{CE}W_{CE}} + \frac{\rho_{CI}L_{CI}}{A_{CI}} + \frac{\rho_{PE}L_{PE}}{D_{PE}W_{PE}} \right) - \left(\frac{\rho_{CE}L_{CE}}{D_{CE0}W_{CE0}} + \frac{\rho_{CI}L_{CI}}{A_{CI0}} + \frac{\rho_{PE}L_{PE}}{D_{PE0}W_{PE0}} \right) \dots \dots \dots (2.7)$$

將其移項整理後，改寫為：

$$\begin{aligned} \Delta R = & \rho_{CE}L_{CE} \left(\frac{\rho_{CE}L_{CE}}{D_{CE}W_{CE}} - \frac{\rho_{CE}L_{CE}}{D_{CE0}W_{CE0}} \right) + \rho_{CI}L_{CI} \left(\frac{\rho_{CI}L_{CI}}{A_{CI}} - \frac{\rho_{CI}L_{CI}}{A_{CI0}} \right) \\ & + \rho_{PE}L_{PE} \left(\frac{\rho_{PE}L_{PE}}{D_{PE}W_{PE}} - \frac{\rho_{PE}L_{PE}}{D_{PE0}W_{PE0}} \right) \dots \dots \dots (2.8) \end{aligned}$$

第三章 元件製作與實驗架構

3.1 製程設計與原理

本研究所發展之可撓性觸覺感測陣列，其結構示意圖如 3-1 所示，由兩個上下平行的 PDMS 基板所組成，並分別在基板表面製作圖案化導電陣列，作為電阻量測之接觸電極以及感測電極。由於固化後的 PDMS 彈性體具有良好的機械性能以及較低的楊氏模數，對於往復的結構應變行為具有較佳的再現性以及抗拉伸強度，因此相當適合使用於軟性觸覺感測器之製作。為了提升該感測架構之電阻響應，本研究將 PEDOT:PSS 導電高分子塗布於基板表面，隨後以 CO₂ 雷射燒蝕方法對導電高分子薄膜進行表面加工，完成導電感測陣列以及接觸電極之圖案化。其中，完成圖案化後的導電薄膜將構成壓阻式觸覺感測單元，藉由上下電極因為接觸所產生的接觸電阻得知作用力大小。同時，該上下電極作為行列電極，負責連接各個感測單元，以進行感測陣列之掃描。利用此一製程方法，方能同步進行導電感測陣列及接觸電極之製作。相較於典型的金屬電極製造方法，不需要使用濺鍍、蒸鍍步驟以及精細的黃光微影製程，有效簡化結構複雜度和製程耗費時間。

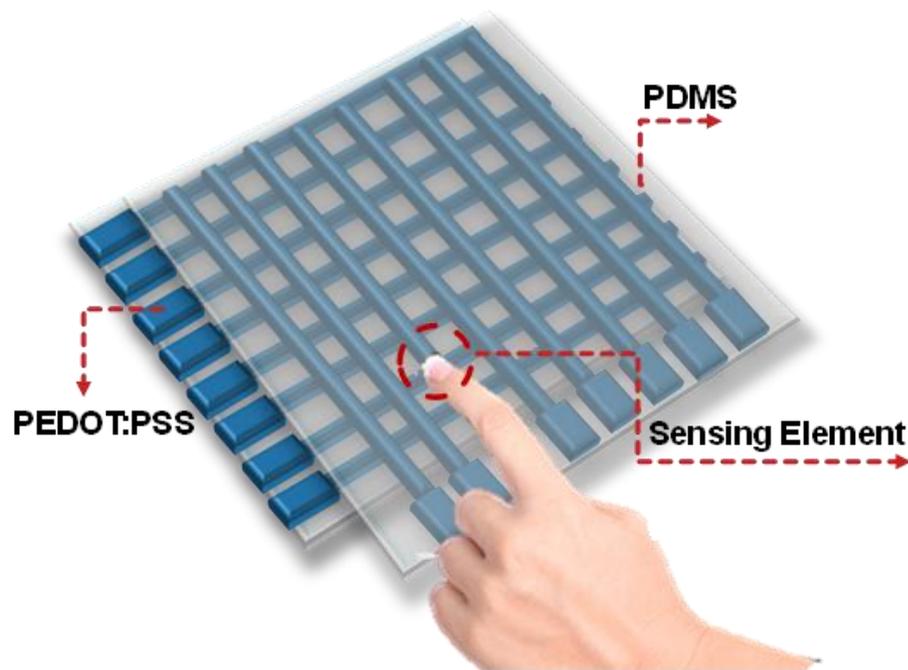


圖 3-1 示意圖為本研究所發展之電阻式觸覺感測器

3.2 觸覺感測器製作

本研究所提出的電阻式觸覺感測器製程架構，如圖 3-2 所示，以下將對製程步驟進行詳細解說：

(A) PMMA 雷射加工

為了製造出 PDMS 微凸塊結構，本研究以市售壓克力基板作為 PDMS 的轉印母模，並使用雷射燒蝕方法，在基板表面創造出有序排列的微溝槽結構。首先將長 30 cm、寬 30 cm、厚度 2 mm 的透明壓克力板，放置於雷雕機加工平台。使用市售的二氧化碳雷射雕刻機(Venus, GCC Laserpro, Taiwan)，依照繪圖軟體 CoreDraw[®] 所設計之圖形進行裁切，得到邊長 3 × 3 cm 之基板。接著以掃描方式對基板進行表面燒蝕，經加工後的基板表面會呈現有序排列的凹槽狀結構，此為製作 PDMS 微凸塊之母模。由於雷射功率以及掃描速度將會影響溝槽之加工深度，操作上需要特別注意雷射功率之設定，本製程操作參數如下：解析度 1000 DPI、功率 4.2 W、速度 2.54 mm/s。其中若功率過大或加工速度控制不當，加工件表面累積的光束能量過多，將會影響基板表面之加工結果，得到不同深寬比及排列密度的微溝槽結構。加工完成後，將基板放入去離子水中，以超音波震盪機震洗 5 分鐘，移除表面加工所殘留的 PMMA 顆粒，最後放置於加熱板上持溫 80°C、5 分鐘，移除剩餘水氣。

(B) PDMS 轉印方法

本研究所使用之聚二甲基矽氧烷(Sylgard 184, Dow Corning[®], Taiwan)為雙液型矽膠，在操作上需要將預聚物(Prepolymer)及交聯劑(Agent)加入配置容器，並以體積比 10:1 之比例，互相混合攪拌直至均勻。接著將前述加工完成之壓克力基板，放置於旋轉塗布機。使用定量吸管(Pipette)吸取 500 μ l 的 PDMS 混合液，滴定於基板表面。旋轉塗布法設定第一階段轉速 500 rpm 維持 5 秒，讓混合液在基板上均勻展開，第二階段轉速 1000 rpm 維持 10 秒，移除多餘液體並藉此控制薄膜厚度。後續將塗布完成的樣品放置於真空腔內，在真空度 10^{-3} Torr 下靜置 20 分鐘，利用

負壓環境移除溶液中的殘留氣體，避免樣品在後續熱固化過程中，因氣泡逸散而產生空穴結構。樣品完成真空處理後放置於加熱板上，以溫度 80°C 加熱烘烤 20 分鐘，直至固化完成。分別以雷射加工前後的壓克力基板，重複上述塗布方法，則可得到具微凸塊結構的 PDMS 基板以及 PDMS 裸基板。

(C) PDMS 表面改質

首先將固化完成的 PDMS 從母模上剝離，具微結構面朝上，並放置於 PMMA 載板。接著送入本實驗室自製的感應耦合電漿系統，將反應腔體抽真空至 10^{-3} Torr 後，通入氧氣至 7.6×10^2 Torr，再將腔體抽真空至 10^{-3} Torr，避免腔體殘留其它大氣氣體。電漿處理之操作參數為：功率 100 W、5 分鐘，完成表面處理步驟。

(D) 電阻感測層製作

將完成表面處理的樣品放置於旋轉塗布機，使用移液器吸取 500 μ l 之 PEDOT:PSS 水溶液(Clevios™ FET, Heraeus, Germany)，滴定於樣品表面。經表面處理過的 PDMS，可觀察到表面濕潤性的提升，使得導電溶液會攤覆於基板表面，而非以疏水性的液珠狀呈現。滴定完成後，旋塗步驟設定第一階段為 500 rpm 維持 5 秒，讓溶液均勻展開；第二階段設定為 1000 rpm 維持 10 秒，調整旋塗層之厚度。最後將樣品置於加熱板，以 50°C 加熱半小時，移除導電溶液中的殘留水分，得到一淡藍色之導電膜面。分別以 PDMS 微凸塊結構及裸基板進行上述動作，則可完成感測器上下基板之導電膜面。

(E) 雷射圖案化電極

前述完成旋塗固化後的感測層，是為一層導電高分子薄膜，因此本研究以低功率 CO₂ 雷射燒蝕對其進行圖案化電極。使用繪圖軟體 Core Draw[®] 將設計好的電極圖案輸出至雷雕機，對導電薄膜進行燒蝕動作，定義出行列式感測電極。由於旋塗法所製作的薄膜厚度僅為幾百奈米，加工時必須注意輸出功率大小，盡量避免燒蝕到下層的 PDMS 基板，影響 PDMS 微結構之型態分布。雷射操作之設定參數如下：解析度 500 DPI、功率 1.2 W、速度 1.27 mm/s。加工完成的樣品即以氣槍

吹洗加工面，移除表面燒蝕後所殘餘的高分子碎屑及粉末。

(F) 基板接合

加工完成的 PDMS 基板，以上下基板電極面互相接觸的方式進行對位，並預留部分外露電極，作為量測使用的接觸電極。最後在基板邊緣塗布 PDMS 預聚物，作為基板之間的黏合劑。以溫度 60°C 加熱樣品 30 分鐘直至固化，方能完成可撓性感測陣列之製作。另外，本研究所發展之製程方法結合旋塗步驟及雷射燒蝕，同時可應用於大面積感測陣列製作，並且製程簡便快速，實際樣品如圖 3-3 所示。

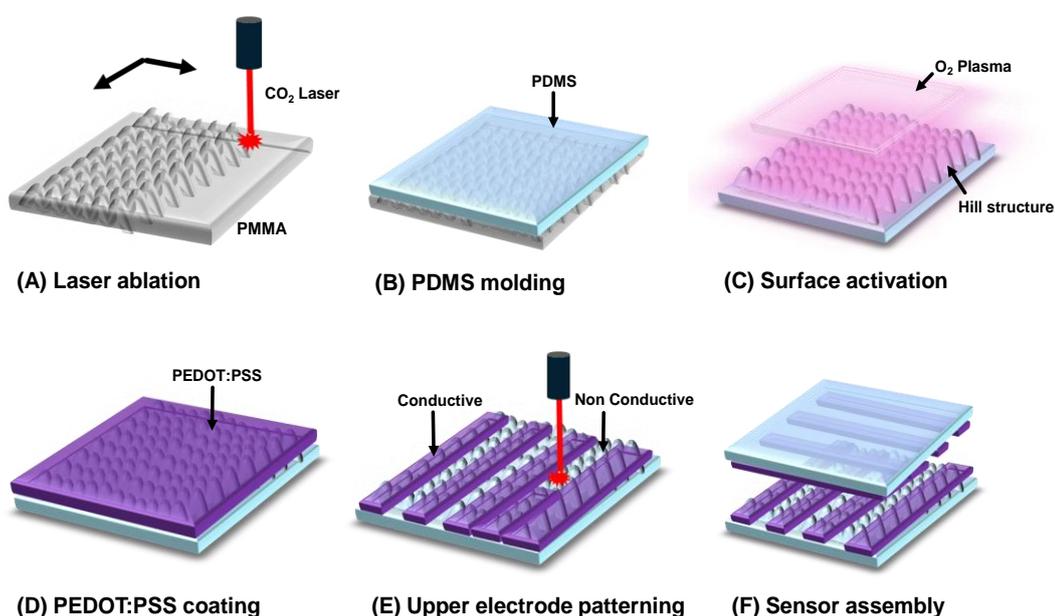


圖 3-2 本研究所發展的觸覺感測陣列之製程方法示意圖

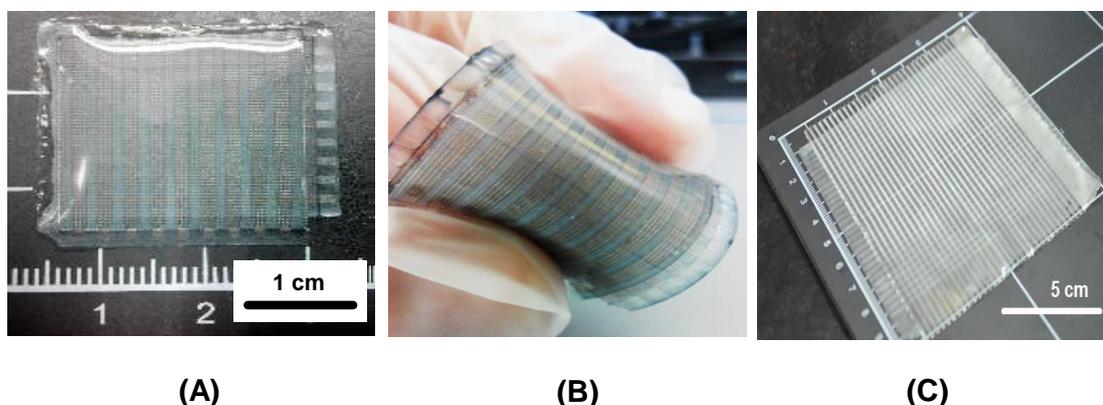


圖 3-3 (A)完成組裝後的觸覺感測器，面積為 $30 \times 30 \text{ mm}^2$ ，(B)可撓式感測陣列以

及(C)大面積 $100 \times 100 \text{ mm}^2$ 的感測陣列

3.2.1 高分子傳統加工方法

本研究所使用的母模材料為高分子聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)，該聚合物是由甲基丙烯酸甲酯單體(Methyl methacrylate, MMA)所組成，俗名又稱作壓克力。該材料具備熱塑性、高透光性、易於加工成型等優點，為坊間常見的塑膠基材，被廣泛用於各種工藝用品之製作。傳統的 PMMA 加工方法大致可分為機械加工以及熱成型加工等兩類。典型的機械加工法是以刀具或磨盤，對壓克力板進行裁切、雕刻、拋光、磨砂、鑽孔...等步驟；熱成型法則是以模具熱壓、真空吸塑及吹塑成型等方式，製作出所需要的工件形狀，並可使用氣仿、紫外光敏膠或其他接著劑作為壓克力工件之間的黏合辦法。

近年來隨著微流體生物晶片(Microfluidic biological chip)的發展，許多學者開始以高分子材料作為晶片基材，發展可拋棄式的微流體檢測系統，該類晶片多具有製程簡便、造價低廉和生物相容性佳等優點。使用後無需回收，能有效避免二次使用而產生的汙染問題。其晶片製作一般以微研磨(Micro-milling)[54]、射出成型(Injection molding)[55]、熱壓(Hot embossing)[56-58]，以及 LIGA(Lithography、Electroplating、Molding)[59, 60]等加工方法，在高分子材料上製作微流道結構。並可依照實驗需求以表面改質法修飾材料表面，改變結構之親疏水性。但高分子材料對於有機溶液(Organic solvent)，例如丙酮(Acetone)、酒精(Ethanol)等溶劑之耐受性較差，一般不適合應用於有機溶劑之分析檢驗。

在本研究之實驗架構下，則以二氧化碳雷射對 PMMA 材料進行表面燒蝕，並於基板表面創造出尺寸為微米等級的凹槽結構。再使用 PDMS 轉印方法，得到本研究所發展之觸覺感測層，其雷射加工原理，將在下一小節詳細介紹。

3.2.2 二氧化碳雷射加工方法

二氧化碳雷射(Carbon dioxide laser, CO₂ laser) 在 1664 年由貝爾實驗室提出 [61]，是世界上最早被發明的氣體雷射。依照應用目的差別，會將二氧化碳、氮氣

及氬氣以不同比例混合。所發射出的雷射波長為 $9.4 \sim 10.6 \mu\text{m}$ ，屬於紅外線波段。並具有高達 20% 的能源轉換率，是目前使用最廣泛的工業用雷射，經常使用於物件的切割與加工。近幾年也被使用於高分子材料的加工，例如於 PMMA 基板上燒蝕流道結構以利製作生物晶片，或是應用在黃光微影製程中直接對光阻進行燒蝕，圖案化光阻遮罩，取代一般的顯影步驟[62]。

為製作 PDMS 微凸塊結構，本研究以 CO_2 雷射對 PMMA 母模進行表面加工，其加工機制如圖 3-4 所示。呈現高斯分布的能量光束會在物件表面燒蝕出凹狀溝槽，並在凹槽表面形成許多微米大小的孔穴，利用此一結果，由 PDMS 翻模出微凸塊結構。圖二為孔穴形成機制之示意圖，(A)當 CO_2 雷射對 PMMA 表面進行燒蝕，由雷射所帶來的能量會使得溫度梯度急遽上升，進一步產生熔融態(Melting)的 PMMA。原本的聚合物也會被熱降解(Thermal decomposition)為不同鏈長的 PMMA 或 MMA 單體，藉由氣化逸散的方式離開加工表面。其中，(B)由熔融態與固態表面之熱降解現象所產生的熱氣泡，(C)在逸散過程中互相融合為更大的氣泡。當熔融態的 PMMA 冷卻固化後，來不及離開表面的氣泡則形成微米大小的孔隙結構。經由重複上述加工步驟，則可輕易製造出具有高感測性能的 PDMS 微凸塊結構。

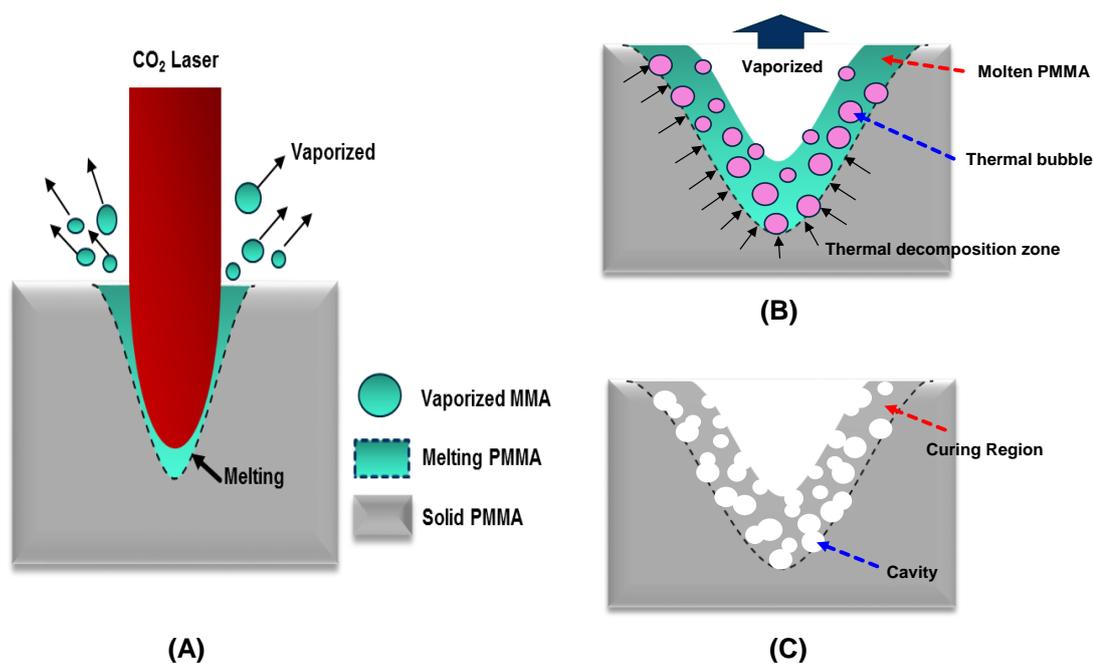


圖 3-4 孔穴形成機制之示意圖：(A)雷射燒蝕 PMMA，(B)由 PMMA 降解所形成的

熱氣泡以及(C)冷卻固化後所形成的微孔洞。

3.2.3 表面電漿改質方法

本研究所設計的感測電極製作方法，乃是將 PEDOT:PSS 水溶液以旋塗方式，沉積於 PDMS 基板表面，形成一層導電高分子薄膜。然而 PDMS 表面是由 $\text{OSi}(\text{CH}_3)_2$ 基團的重複單元所組成，該官能基團會令 PDMS 產生一個水滴角($\theta_a^{\text{H}_2\text{O}}$)大於 108° 的疏水性表面[63]。此一結果，使得親水性溶劑無法以旋塗方式，均勻地塗布於 PDMS 基板。因此必須以表面改質方法提升其表面親水性，方能順利進行旋塗步驟。一般改質方法可劃分為兩大類:氣相處理法(Gas-phase processing)、濕化學法(Wet chemical method)[64]。本研究選用操作方式簡便的氧電漿處理法，進行 PDMS 表面改質動作，其處理機制如下圖 3-5 所示。以高活性的氧氣作為反應氣體，施加一定強度之外加電場，促使電子解離氧分子，形成富含自由電子、氧離子以及自由基的電漿氣體。當該電漿對 PDMS 進行活化處理，會改變樣品原本的表面基團組成，形成大量的親水性官能基團(OH)，並藉此大幅提升表面濕潤性。

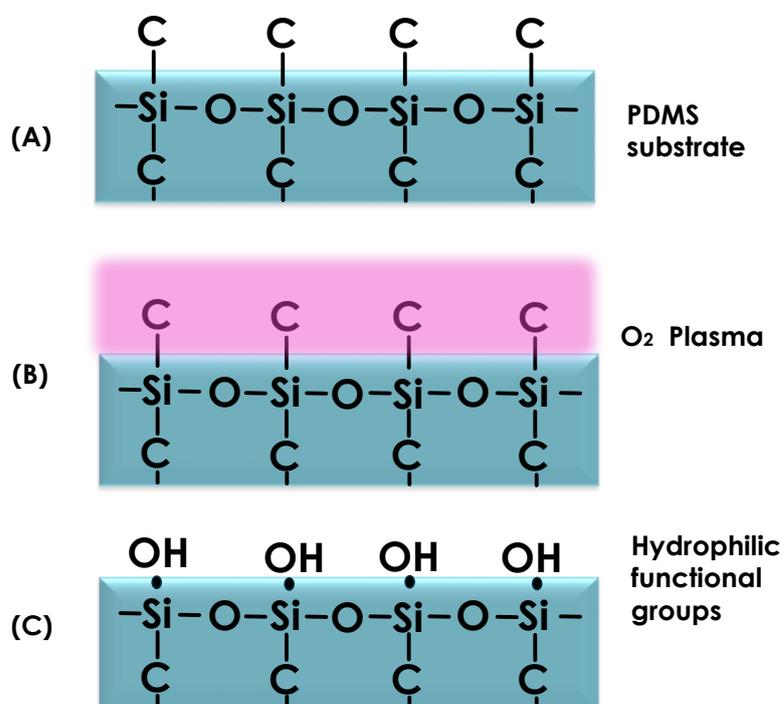


圖 3-5 PDMS 進行氧電漿表面處理之改質機制示意圖

3.3 接觸角量測系統

由於本研究所發展的觸覺感測陣列製程步驟中，包含使用表面電漿改質法提升疏水性基板的表面濕潤性，其中牽涉到基板表面能的相關問題。因此為了瞭解基板改質前後的濕潤性變化，本研究將使用自組裝的接觸角量測系統進行量測。該量測系統由光學桌板、Z軸升降平台、進樣幫浦、數位相機以及高倍率的變焦微距鏡頭(Baitec enterprise, Taiwan)所組成，如圖 3-6 所示。其中微距鏡頭具有倍率 0.7 x ~ 4.5 x 的調整鏡組，並且在鏡頭與相機間加裝接寫環，增加鏡筒總長度，降低光圈大小。藉此放大拍攝影像與增加景深，以利於接觸角影像的拍攝。

首先，量測方法將針筒尖端磨平後固定於升降平台上方，並將針筒連接進樣幫浦，控制液體進樣體積。當待測液體在針尖形成固定大小的液滴時，即停止進樣，並緩慢控制平台上升，直到待測基板與液滴相互接觸，再緩慢控制平台下降。此時液滴在基板表面能作用下，將被吸附至基板表面，並依照基板表面能大小，攤附形成不同曲率半徑之液珠。最後以相機記錄該接觸角影像，交由影像軟體進行二質化處理，即可量測到所需的接觸角數據。此系統相較於市售接觸角量測儀器，不僅造價相對低廉，同時也能夠真實的量測接觸角大小，降低外力影響所產生的量測誤差。

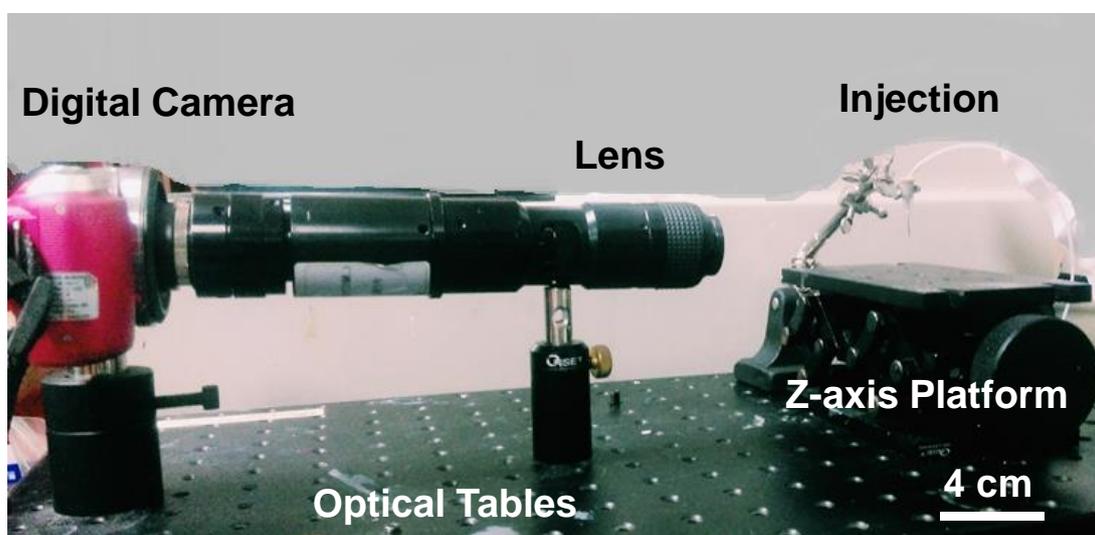


圖 3-6 本研究所使用之接觸角量測系統圖

3.4 正向力量測系統

本研究之力量測系統可分為兩大部分進行介紹，分別是單一感測單元之特性量測，與陣列掃描系統之開發。首先為量測觸覺感測單元之響應特性，本研究設計的正向力量測系統架構，如下圖 3-7 所示。其中市售壓力試驗機(Ds2, Zhiqu, China)，由拉壓力計、電子式位移計與滾珠軸承驅動的 Z 軸平台所組成，可使用於拉壓力試驗與垂直位移變化量測。8 × 8 感測陣列被放置於平坦的剛性載台，並在導電高分子電極表面，貼附異方性導電膠(Tape 9703, 3M, Taiwan)，幫助行、列電極與載台輸出電極之連接。輸出電極則以單芯導線連接至 8P 指撥開關，該開關可以手動方式切換電流驅動路徑，達成單一感測單元之選擇性量測。感測單元輸出之電訊號則交由 LCR Meter (U1732C, Agilent, USA)擷取，連接個人電腦進行資料紀錄。操作量測時，使用端面為 $2 \times 2 \text{ mm}^2$ 的壓克力柱對感測單元施加指定壓力，由拉壓力計所顯示之讀值為標準值，並記錄位移量變化與電阻值變化。

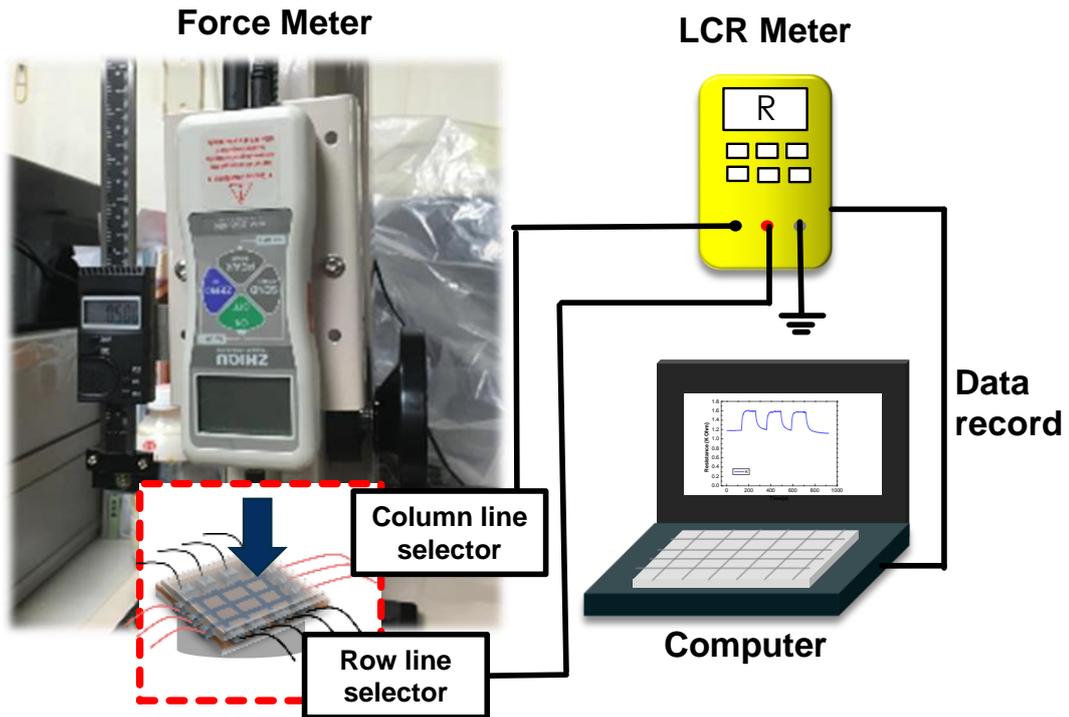


圖 3-7 本研究之量測系統架構圖，用於量測所發展之觸覺感測陣列

3.4 陣列式掃描系統

本研究發展的感測架構為 8×8 壓阻式觸覺感測器，量測時須逐一收集各個感測單元的阻值變化，方能達成壓力分佈感測。在前一小節感測陣列的特性量測中，為求方便，本研究利用指撥開關此種簡易方法，進行感測單元之選擇。然而現實生活中，觸覺感測通常為變化速度非常快的暫態量測，因此需要即時獲得觸覺感測陣列中，各個單元的輸出訊號，若繼續使用指撥開關進行感測單元之控制，則顯得不切實際。故本研究將以自製的電阻式掃描系統，進行陣列之掃描。首先，該掃描系統利用簡易放大電路，對單一感測單元的電阻變化進行感測，如圖 3-8 所示。

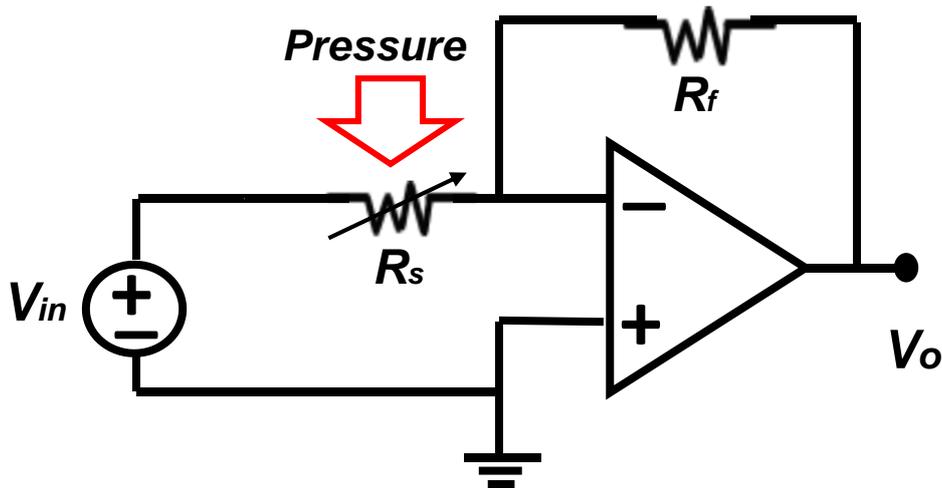


圖 3-8 單元感測電路示意圖

其中， V_{in} 為直流電池提供之驅動電壓， R_s 為本研究所製作之壓阻式感測單元，將 OP 放大器(LM358)與一固定電阻 R_f 進行並聯， V_o 則為輸出電壓。當電路輸入驅動電壓，感測器受到作用力影響，而使得電阻值發生變化，則 V_o 的輸出電壓就會隨之改變，進而記錄電壓的變化量。由此一結果，即可得知感測器所受壓力大小，其電壓之放大關係如下式(3.1)所示：

$$V_o = \frac{R_s}{R_f} \cdot V_{in} \dots \dots \dots (3.1)$$

藉由上述感測電路，即可偵測感測單元之電阻變化。而驅動電壓切換及感測單元之選擇，主要是交由市售的微控制器板(Mega2560, Arduino, USA)進行訊號控制。該微控制器板使用單晶片(ATmega2560, Atmel[®], USA)為中央處理單元，具有 54 個數位輸入/輸出腳位(Digital I/O)、16 個類比輸入(Analog input)，並且內含 256 Kbyte 之可編程記憶體與 16 MHz 晶體震盪器。其他功能諸如 USB port、硬體序列埠(UART)與 3.5 mm 電源插座皆整合於開發板，能完整支援本研究陣列掃描系統之硬體需求。

操作時，將感測陣列串聯至微控制器板以及感測電路，並使用編譯完成的程式碼進行訊號控制，該系統提供 5 V 之驅動電壓，若感測單元電阻值假設為 100 k Ω ，

消耗功率經計算為 $2.5 \times 10^{-4} \text{ W}$ 。本研究將行列電極間的重疊位置，視為一個獨立感測單元。多工器將會切換電流驅動路徑，進行陣列間，行與列之點掃描。電流路徑與感測單元之關係，如圖 3-9 所示。另外，電流路徑之驅動順序，可以分為兩部分加以說明。對行掃描來說，微控制板將逐一對各個感測電極提供驅動訊號；對列來說，則是由另一組多工器依序接收，感測單元所輸出的電壓訊號。故陣列中各個感測單元皆會被逐一偵測，藉此達成 8×8 陣列掃描。而感測電路所輸出的電壓訊號，將經過單晶片內部的 A/D 轉換，最後由 USB 連接埠傳送至電腦，並顯示為數值表示的 8×8 矩陣，本研究所設計之掃描系統架構如圖 3-10 所示，圖 3-11 則為掃描系統的實際影像，其中包含了微控制器板、感測陣列，以及感測電路。

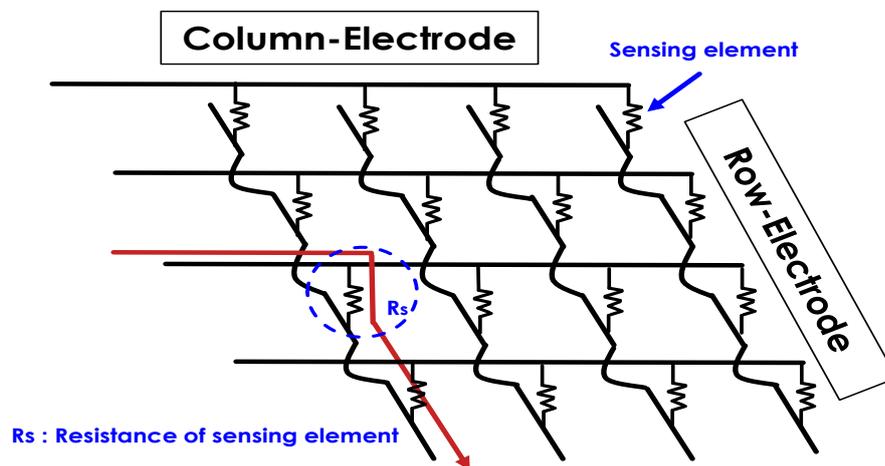


圖 3-9 電流路徑與感測單元之示意圖：化簡為 4×4 感測陣列，藉由控制行電極的電流驅動路徑，與列電極之訊號接收位置，即可進行陣列之點掃描

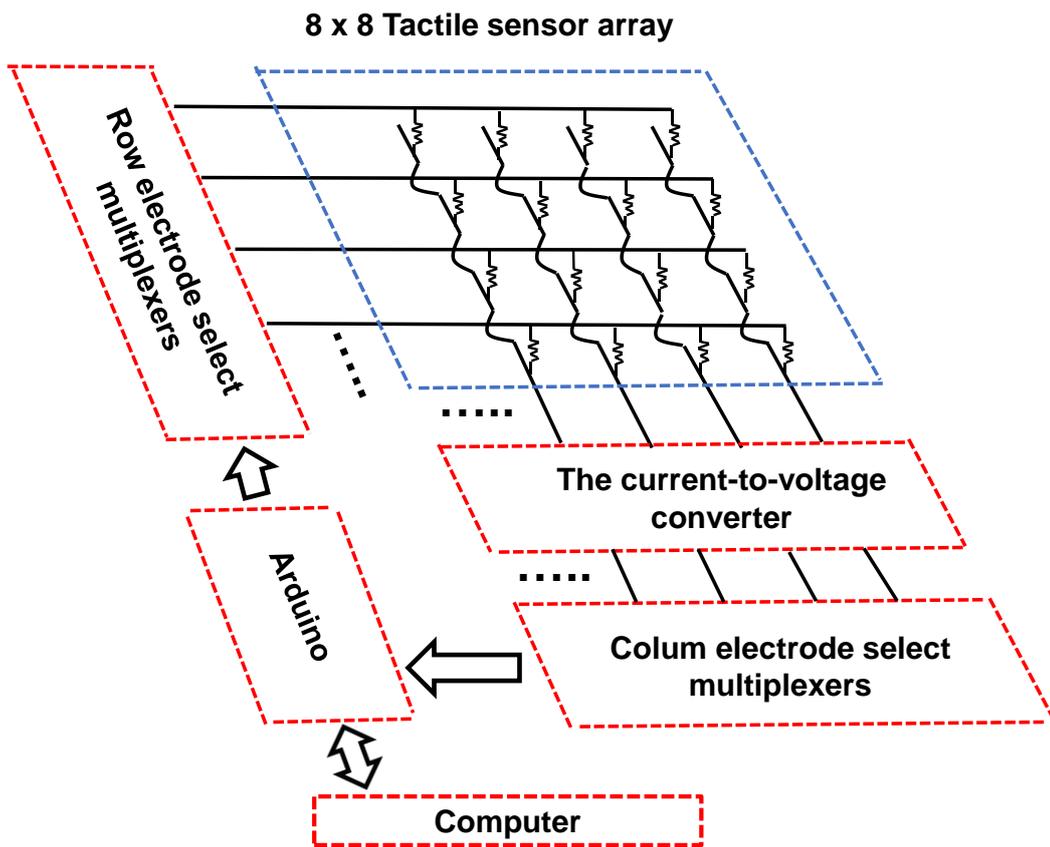


圖 3-10 本研究所設計的壓阻式陣列掃描系統之架構示意圖

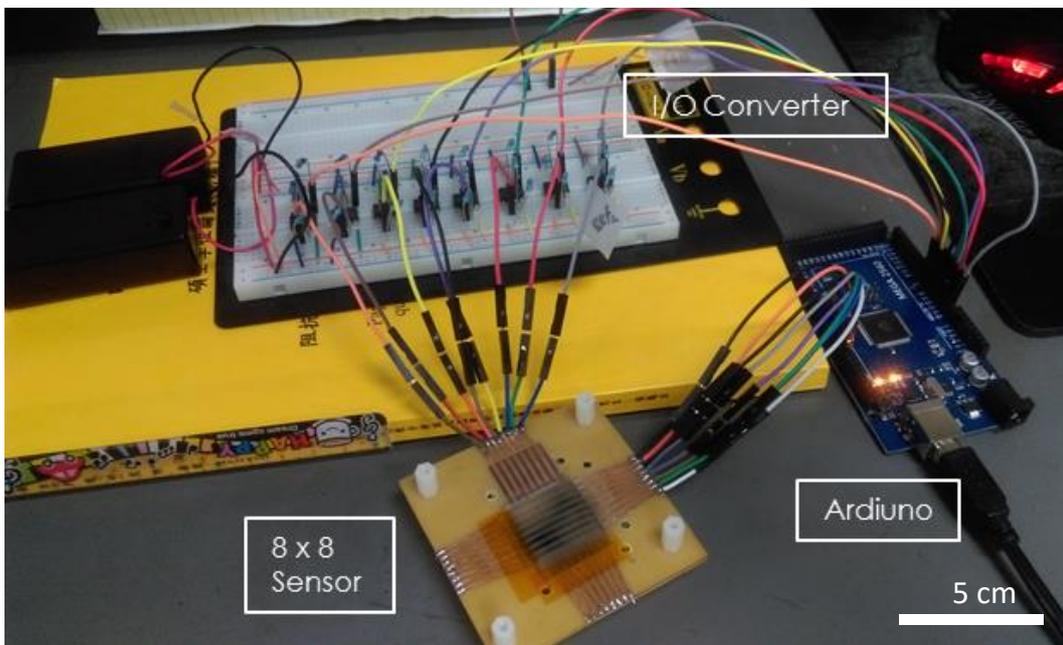


圖 3-11 實際影像為本研究所使用之壓阻式陣列掃描系統

第四章 實驗結果與討論

4.1 表面改質結果

PDNS為一種疏水性的軟質彈性體(Elastomer)，具有良好的機械性能、生物相容性以及化學穩定性，被廣泛的應用在許多生物晶片架構之中。本實驗所使用的表面改質原理已在前面章節3.2.3詳述，其能夠直接以氧電漿轟擊，或紫外光照射表面的方式，在基板表面形成親水之官能基團。在樣品前處理部分，使用氬氣對PDMS裸基板進行表面清潔，移除殘留的灰塵及顆粒，避免表面髒污使得電漿處理不均，進而影響改質效能。完成清潔後將樣品放入實驗室自製的電漿處理系統，進行電漿處理步驟。首先腔體壓力被抽真空至 10^{-3} Torr，移除大部分的殘留氣體，接著緩慢通入反應氣體直至腔體壓力為 7.6×10^2 Torr，後續再抽真空至 10^{-3} Torr。電漿處理條件設定為功率100 W、持續時間5分鐘，即可完成樣品之表面處理。

本實驗以自製的水滴角量測系統，進行去離子水(DI water)與PDMS之水滴角量測，分析基板經電漿處理後的改質效能。該系統由Z軸移動平台、進樣幫浦以及數位攝像系統所組成，可操作液體之進樣、基板對液體的沾附，以及水滴角之影像擷取。影像分析則交由市售的影像軟體ImageJ[®]，進行二質化處理及角度之分析。實驗分別比較大氣電漿、氧電漿(3 mTorr, 100 W, 5 min)，對PDMS進行表面改質之效果，並依序紀錄基板改質前與改質後，靜置0 ~ 50分鐘之水滴角變化。如圖4-1所示，其中橫軸為時間單位，而縱軸為PDMS基板與去離子水所量測到的水滴角度數。由結果發現該基板經大氣電漿處理後，水滴角由 98° 下降至 60° ，並且在三十分鐘內沒有明顯變化。而氧電漿處理後的水滴角則大幅下降至 0° ，此乃歸因為兩種氣體電漿的氣體成分組成不同，大氣電漿主要由空氣(78% N_2 , 21% O_2)所組成，氧電漿則以純氧作為反應氣體，因此PDMS基板經氧電漿表面處理後，改質效果的表現較為優異。內插圖則為量測系統所擷取之水滴角影像，分別為大氣電漿處理前、後以及氧電漿處理前、後之照片。經由以上結果，可說明PDMS基板經氧電漿改質後，的確大幅提升PDMS基板之濕潤性，將有利於增加PEDOT:PSS導電溶液的塗布

效果。

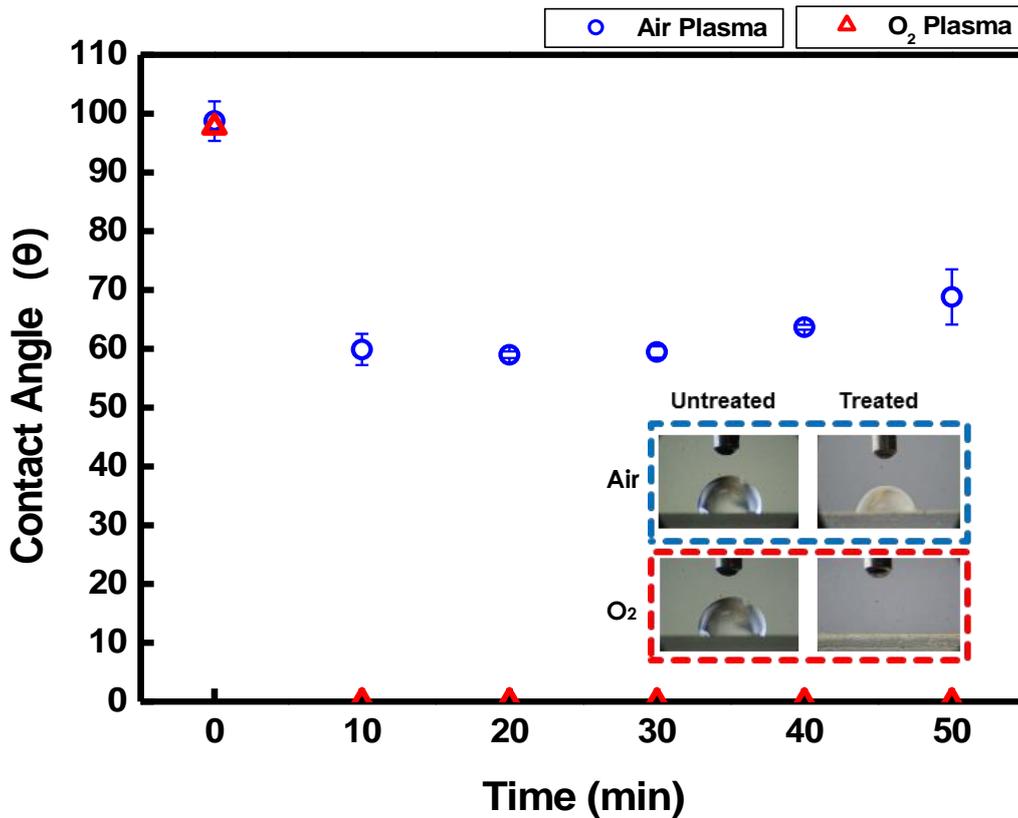


圖 4-1 不同氣體電漿對 PDMS 表面改質之效能分析

4.1.1 圖案化電極之電阻值

本研究所發展的感測陣列，其電極製程方法主要對 PDMS 基板進行表面改質處理，再將 PEDOT:PSS 導電高分子水溶液，以旋轉塗布方式沉積於 PDMS 表面。然而，導電溶液在基板表面的旋塗均勻度，將直接影響溶液在乾固化後形成的薄膜厚度分布與薄膜電阻值大小。而 PDMS 基板的表面改質效能在前述章節中已經得到驗證，經氧電漿處理後確實能夠大幅提升基板表面濕潤性，理論上將能夠增進導電溶液之旋塗均勻度。因此，為確認本研究製程方法所製作的感測電極，是否具有一致性。本小節將對製作完成的感測電極進行電阻量測，首先 PDMS 基板表面的 PEDOT:PSS 導電薄膜，經雷射燒蝕為獨立的八條行電極，行間互不導通，並且該電極線寬皆設計為 0.1 cm、線長 2.5 cm。量測方法使用手持式 LCR Meter 以兩點探針抵觸行電極之兩端，量測此兩端點間的薄膜電阻值。並且分別量測三

組晶片的行電極加入平均誤差，實驗依序對八條行電極進行電阻值量測。結果如圖 4-2 所示，橫軸座標為不同行電極之編號，縱軸座標為行電極量測得到的薄膜電阻值。

由結果得知，行電極之薄膜電阻值約在 9 ~ 20 k Ω 之間。本研究認為該電阻值的變異量問題，首先要優化行電極間的薄膜電阻值，因為薄膜阻值的表現除受限於材料本身電導率，另一個部分則有關於 PDMS 表面改質結果，均勻的改質結果，將使得導電溶液能夠完整的旋塗於基板表面，避免膜厚分布不均所造成的電阻值變異。

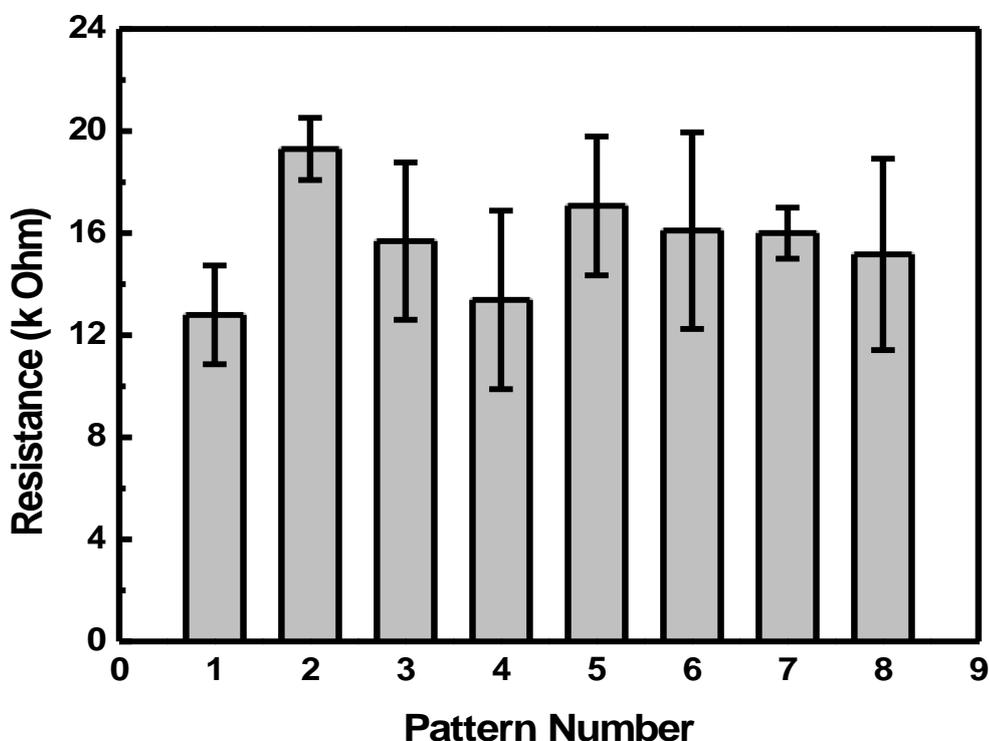


圖 4-2 PEDOT:PSS 行電極之薄膜電阻值量測結果

4.2 感測器結構分析

4.2.1 SEM 表面觀察

本研究將雷射燒蝕法應用於 PMMA 模具加工，以及感測器電極之圖案化。而加工完成的 PMMA 模具將使用於 PDMS 微凸塊製作，PDMS 翻模結果將取決於模具表面形貌，因此該模具結構更為本研究感測陣列的重要設計之一。故為瞭解本

研究製程所製作的 PDMS 微凸塊之結構型態，在此節將加工後的 PMMA 模具及組裝完成之觸覺感測陣列，分別送至環境掃描式電子顯微鏡(Environmental scanning electron microscope, ESEM)，分析 PMMA 基板以及感測單元的表面形貌。ESEM 觀察工作所設定之加速電壓與放大倍率，皆標註於拍攝影像之中。圖 4-3 影像(A) 可以清楚觀察到 PMMA 基板，經雷射燒蝕後形成的有序排列溝槽。放大影像顯示為加工過程中，熔融態 PMMA 與固態 PMMA 之界面所產生的熱氣泡，在逸散離開基板表面時所產生的孔穴結構。由此觀察結果，證實本研究所發展的製程方法，成功地以雷射燒蝕方法在 PMMA 材料表面製作出溝槽狀結構與微孔穴結構，並能夠應用於 PDMS 轉印之模具製作。一般壓阻式觸覺感測陣列的微結構製作方法較為耗時耗力，並且微結構之幾何形狀難以變更。例如以濕蝕刻方法在矽基板表面製作倒三角金字塔結構，或使用孔徑大小為微米等級之過濾性紙基材，作為翻模模具。

然而本研究所使用的雷射燒蝕方法，其加工結果很大程度決定於雷射光之物理特性以及加工條件，諸如光斑大小(Spot size)、功率大小、加工速率等等因素。對本研究而言，以上這些可變因素所帶來的好處，在於雷射燒蝕方法得以藉此調變燒蝕結構之深寬比，並將該結果應用於調整感測單元的力感測範圍。圖 4-3(B) 為觸覺感測單元完成組裝後的橫截面圖，其中 PDMS 凸塊與上基板的間距為 50 μm 。右側放大影像則為使用轉印法所複製的 PDMS 微凸塊結構，其中可觀察到微凸塊結構被成功轉印，並且該表面隨機分布著許多微米大小的 PDMS 微結構。

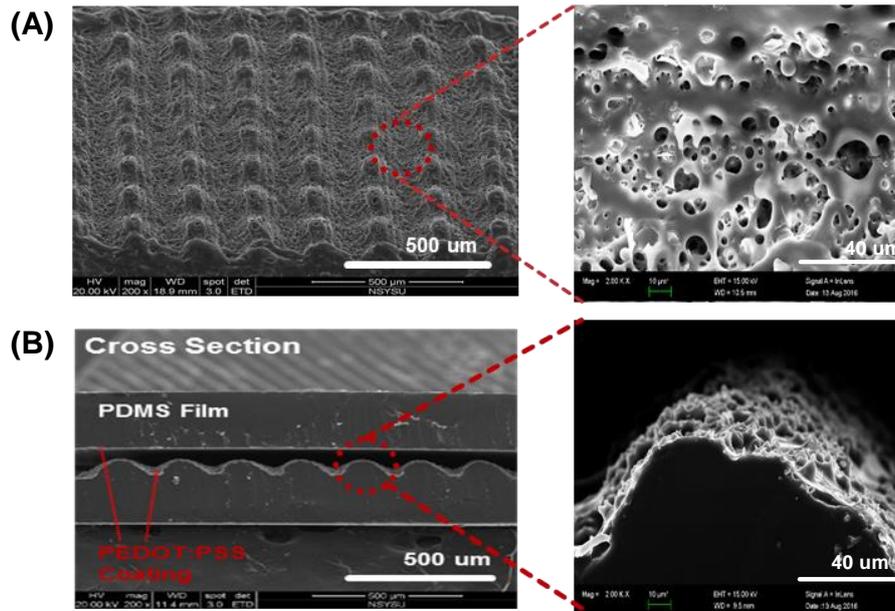


圖 4-3 SEM 影像為：(A)經過雷射燒蝕後的 PMMA 基板，以及基板表面由燒蝕形成的微孔穴結構，(B)感測單元的橫截面示意圖，以及 PDMS 微凸塊結構。

4.2.2 ANSYS® 結構模擬

在本文前述中已經指出，本研究所發展之觸覺感測陣列，將上下電極交疊區域視為一獨立感測單元。並指出該感測單元之低壓力感測機制，主要藉由感測層中的 PDMS 微凸塊結構，及裸基板間的應變行為所造成。然而微凸塊結構的尺寸僅為數十微米大小，並且大量分布於下基板，甚至該微凸塊表面存在許多隨機分布的微結構顆粒，如 SEM 圖 4-3(B)所示。使得本研究在壓力試驗的實際操作中，相當不易於感測層之取像觀察。故此章節將使用有限元素分析軟體 ANSYS®，模擬感測單元在壓力作用下的應變過程，以期了解外加作用力與微凸塊變形之關係。

模擬步驟主要分為前處理、分析以及後處理等部分，其中包含有限元素模型的建立、定義材料性質(Material properties)、有限元素模型的網格化(Mesh)、邊界條件與負載條件的設定，以及最後的求解(Solve)和結果解讀。首先在模型建構方法，本研究參考 SEM 圖 4-3 提供的微結構尺寸，使用 AutoCAD® 繪圖軟體製作出感測單元的二維模型。另外該模型在繪製時考慮到實際結構的複雜度較高，而本研究目的主要為瞭解凸塊結構之應變行為，並不需要高精度的結果分析。因此將模型

簡化為三個凸塊結構，同時捨去在凸塊表面隨機分布的微結構，最後再將該模型匯入 ANSYS® workbench，完成模型如圖 4-4 所示。

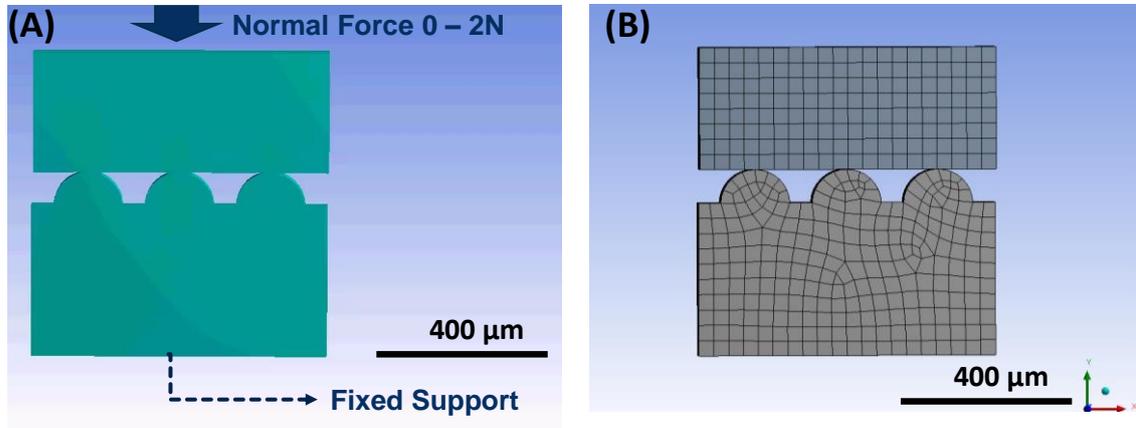


圖 4-4 (A)觸覺感測單元之簡化二維模型，以及(B)網格化模型

模型中的基板皆以 PDMS 為建構材料，尺寸大小設定為，上基板:L:700 × H:300 μm、下基板:L:700 × H:320 μm、凸塊直徑:150 μm。其中 PDMS 之楊氏係數(Young's modulus)、浦松比(Poisson's ratio)等參數皆根據參考文獻進行設定[65]，如表 4-1 所示。接著在應力結構分析中，邊界條件設定 PDMS 下基板底部為固定端(Fixed support)，而 PDMS 上基板與凸塊結構形成緊密接觸。故此 PDMS 基板經由凸塊結構被視為一個傳力構件，並施加負載條件於 PDMS 基板頂部，依序給定 0.5、1.0、1.5、2.0 N 等大小之正向力量。最後利用以上設定，模擬感測單元在實際壓力試驗中的應變行為，結果如圖 4-5 所示。可發現當施加 0.5 N 之壓力於 PDMS 頂部時，上基板與凸塊接觸端點附近開始產生輕微結構應變。隨著施加力量增加至 1.0、1.5、2.0 N 時，接觸端點周圍受到應力作用影響的區域逐漸延伸，基板間之接觸面與應變量也明顯增加，並且因為延伸區域的擠壓而使得端點間產生局部壓縮。

表 4-1 ANSYS® 模型使用之材料系數與性質

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Density (kg/m ³)
PDMS	1.72	0.499	965

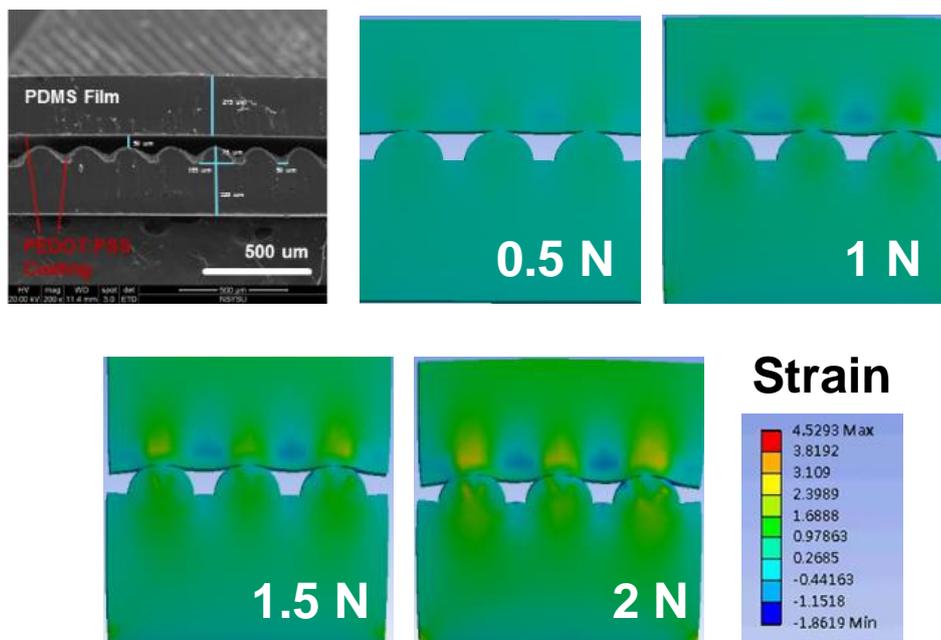


圖 4-5 以 ANSYS® 二維結構模擬本研究所發展之觸覺感測單元，在 0.5、1.0、1.5、2.0 N 等不同大小的正向作用力下所發生之應變情形。

4.3 感測器基本特性量測

4.3.1 感測單元之材料特性量測

對可撓式觸覺感測器而言，感測層所使用的的建構材料，將會影響結構本身在壓力作用下的應變行為。作用力太小將使得結構變形量不足，作用力太大則可能令結構產生破裂。故分析材料的應力應變曲線顯然是一件相當重要的事情。本研究使用彈性能力良好的 PDMS 作為結構材料，發展具可撓性之感測陣列。為了瞭解該陣列在不同作用力下的變形能力，此小節將對製作完成之感測陣列進行壓力試驗。

圖 4-6 為本研究所發展的觸覺感測器之變形量特性，描述單一感測單元所受應力大小與相應垂直位移之間的關係，其橫軸為冶具施加的正向力大小，而縱軸為感測單元之垂直位移量。量測方法首先將感測晶片放置於自製測試架上，並使用膠帶加以固定，該支架設計為具有剛性和平坦化的底部支撐架。接著移動支撐架尋找陣列位置 5-5 的感測單元，以此單元作為基準點，紀錄該點的 Z 軸高度。接著調整壓力試驗機之垂直高度，使測力規之測試冶具接觸感測單元表面，並以測力規紀錄作用力大小，施加範圍 0 ~ 2.0 N 的正向力。同時利用安裝在試驗機的電子式游標卡尺，紀錄感測單元的垂直位移量。從圖 4-6 與圖 4-7 的結果得知，本研究所開發的觸覺感測器在負載力量大於 0.2 N 時，開始量測到位移變化，同時接觸電阻發生大幅下降。而 SEM 影像 4-3(B) 表明，微凸塊表面所分布的微結構僅約數微米大小。因此推論該位移變化始於微結構本身的應變行為。另外，當感測器負載力量由 0.2 N 增加到 2.0 N 時，具有 0 ~ 150 μm 的位移變化量，並且展現良好的線性響應，表示感測器在該力量範圍內為可重複作動的彈性變形。而且從力量範圍 0.2 ~ 2.0 N 的響應曲線斜率，求得感測薄膜之彈性常數為 8.3 N/mm。然而，響應曲線在小於 0.2 N 的施加應力下並無顯著變化。由於，本研究所使用的游標卡尺解析精度為 10 μm ，此現象可歸因於游標卡尺的解析精度不足所導致的量測誤差。

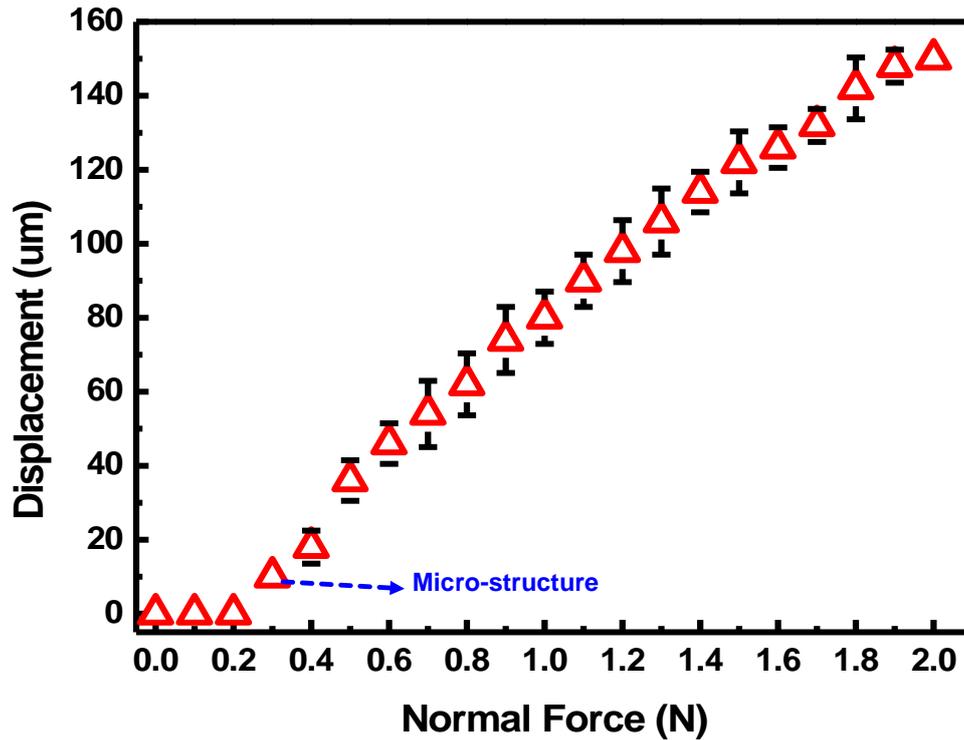
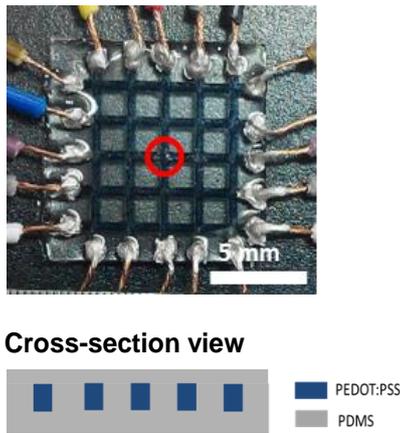


圖 4-6 本研究所發展的觸覺感測器之材料特性曲線，其中施壓面積為 $2 \times 2 \text{ mm}^2$

4.3.2 感測單元之力響應量測

雖然本研究沒有量測 PEDOT:PSS 之壓阻係數，然而在實驗發展早期曾嘗試將 PEDOT:PSS 沉積於 PDMS 網格，並設計為平坦化的網格狀導電薄膜，後續再使用 PDMS 進行表面封裝，將感測層製作為三明治結構，如下圖 4-7(A)所示。製作完成的晶片為 5×5 之感測陣列，尺寸為長 10 mm、寬 10 mm、厚 1.5 mm，導電薄膜的線寬則是 $700 \mu\text{m}$ 。並為了瞭解該晶片的力響應特性，選擇於網格結點位置 5-5，依序施加範圍 0 ~ 3.5 N 的正向力，同時紀錄該感測單元的電阻變化，如下圖 4-7(B)所示。由結果發現，表面的 PDMS 作為傳力構件，在外加作用力影響下，會使得中間的感測薄膜產生相應的應變行為。因此，薄膜電阻會隨著作用力的增加，由 $70 \text{ k}\Omega$ 不斷上升至 $79 \text{ k}\Omega$ ，該結果可說明 PEDOT:PSS 確實有應用於壓阻材料之潛力。

(A) 5 X 5 Sensor array



(B)

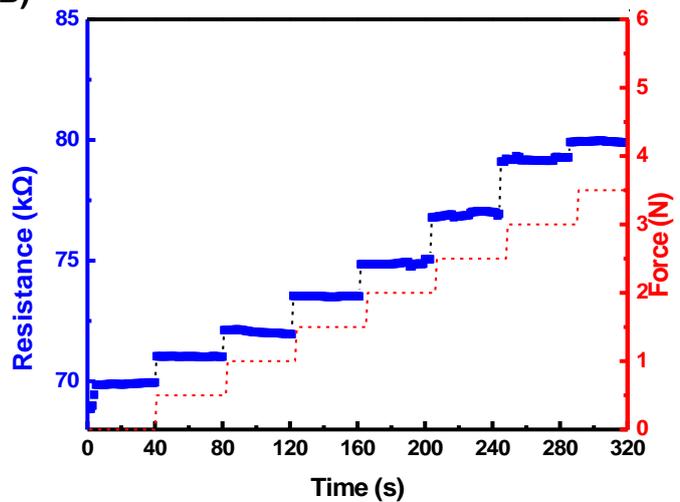


圖 4-7 (A)照片與斷面結構示意圖為，PEDOT:PSS 平坦化的 5×5 感測陣列，(B)該感測陣列進行正向力試驗所得到的電阻值變化

而本小節為了解所發展的感測單元之力響應能力，同樣選擇矩陣位置 5-5 的感測單元進行壓力試驗。量測方法將感測晶片放置於自製測試架上，使用壓力試驗機在感測單元表面，依序施加 0 ~ 2.0 N 大小之正向力。每次遞增 0.1 N 之力量且維持穩態 20 秒，並交由 LCR Meter 連續紀錄感測單元，在不同作用力下的電阻值變化，如圖 4-8 所示。由結果得知，該感測單元在範圍 0 ~ 0.2 N 之作用力下，並無明顯的阻值變化。而材料試驗結果表明，PDMS 感測薄膜在大小 0.2 N 以下之作用力，並無產生大於 10 μm 之垂直位移量。而感測層基板在未承受負載時，上下電極為非良好接觸狀態。故推測該施加力量，被作用於基板本身的結構變形，使其產生足夠的垂直應變，令上下電極發生接觸，進而影響 PDMS 微結構之應變行為。

圖 4-8 為感測單元在不同作用力下所產生的電阻值變化，當施加作用力大小達到 0.2 N 時，PDMS 裸基板表面的感測電極和 PDMS 微凸塊表面的感測電極發生接觸，使得感測單元具有 145 k Ω 之接觸電阻。並且隨著施加力量的增大，感測單元電阻值開始大幅下降，並在作用力為 0.7 N 時得到 58 k Ω 之接觸電阻。由前述小節的 ANSYS 模擬結果得知，施加力量的增加將改變微凸塊結構本身的幾何形狀，使

得微凸塊與裸基板的接觸面積增加。有鑑於此，感測單元電阻值隨著施加作用力增加，而開始大幅下降的行為。在導電薄膜本身電阻率固定的情形下可歸因於感測電極間的接觸面積增加，使得導電薄膜之接觸電阻開始降低，並隨著作用力施加範圍從 0 ~ 2.0 N，薄膜間的接觸面積雖然持續增加，然而此時薄膜電導率已經達到最大，並且後續接觸面積的變化量已經相當微小，故電性結果不再以接觸面積為主要影響。最後由結果得知，感測單元對範圍 0.2 ~ 0.7 N 之小作用力，具有良好響應特性($R^2 = 0.98815$)，並能夠有效感測範圍 0.2 ~ 2.0 N 之作用力。此小壓力感測能力，可有利於電阻式撓性觸覺感測陣列之應用。

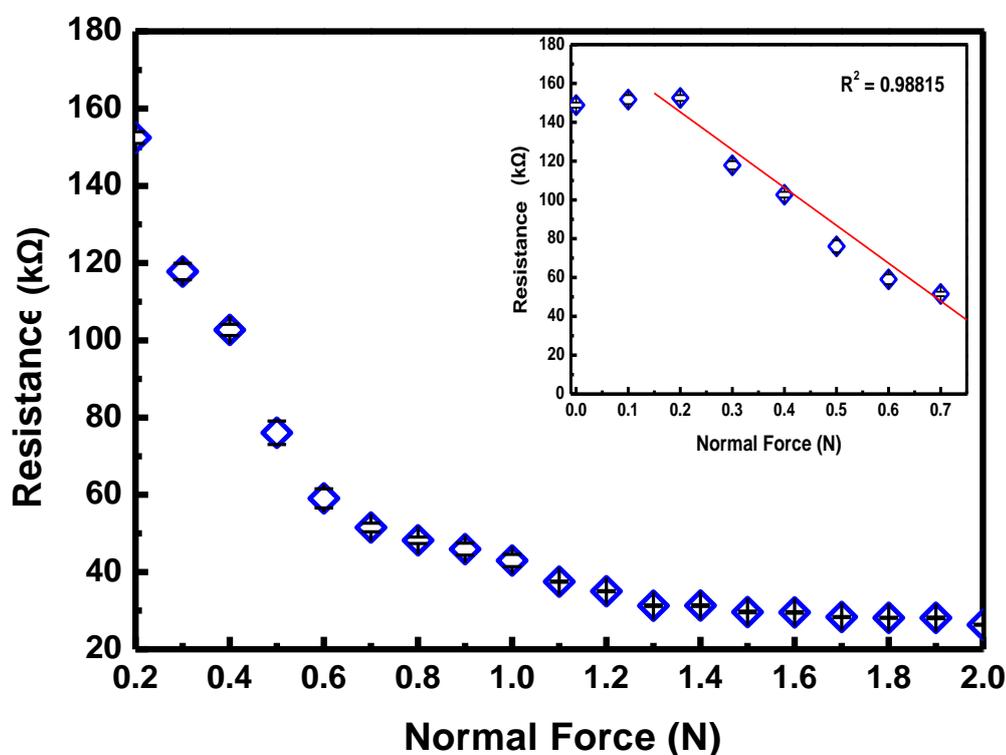


圖 4-8 觸覺感測器之電阻響應特性，插圖為小力量範圍之響應特性，試驗中的施壓面積為 $2 \times 2 \text{ mm}^2$

4.3.3 感測單元之重複性量測

一般而言，觸覺感測器希望有優異的力量響應範圍來匹配使用場域，然而感測結構在應力施加和移除的過程中，必須得經受往復作動的應變變化。在這一系列的作用演進下，也許會使得感測結構發生不可預期的毀損，進而影響感測結果。有鑒於此，一個良好的觸覺感測器，需要同時具備靈敏的感測性能，以及可重複

的響應變化，使得此響應再現性被視為判斷觸覺感測效能的重要指標之一。

本研究所發展的觸覺感測陣列，主要以 PDMS 彈性體和 PEDOT:PSS 導電高分子薄膜所建構。前面小節已經確認過 PDMS 基板在範圍 0~2.0 N 的作用力下，仍然具有良好的彈性變形能力。然而 PEDOT:PSS 導電層在往復的應力作用後，也可能發生破裂或者分層現象。同時，導電材料和 PDMS 基板間的黏滯性也可能會影響感測器的再現能力。為確認本研究所發展的觸覺感測陣列，其響應再現能力之優劣，在此小節設定不同大小的施加負載，對單一感測單元進行重複性量測。

實驗方法首先將感測晶片固定於支撐架上，接著移動支撐架平台直至壓克力治具垂直對準於陣列位置 5-5 的感測單元，並以壓克力治具接觸感測單元表面，隨後調整治具之 Z 軸高度直至力量規顯示為 0 N，設定此點作為感測單元之未負載狀態。完成設定後開始進行循環負載試驗，試驗方法首先連續紀錄感測單元在未負載狀態下的電阻值變化，維持 20 秒。接著對感測單元施加固定大小之附載力量，並維持 20 秒，隨後移除感測單元的負載力量，回到未附載狀態的同時再維持 20 秒。本實驗將負載的施加、移除視為一個循環，最後設定試驗步驟完成五個循環。並以 LCR Meter 連續紀錄感測單元，在試驗過程中所發生的電阻值變化。

圖 4-9 為感測單元在不同施加力量 0.4、0.6、1.0 N 下，進行循環負載試驗的量測結果。其結果顯示，感測單元在未負載狀態下具有 145 k Ω 的接觸電阻，當施加 0.4 N 大小之負載於感測單元，接觸電阻大幅下降至 100 k Ω 。感測單元在移除負載力量後，接觸電阻即回復為 145 k Ω ，並且在後續四個循環負載試驗中，皆展現出相似的電阻值變化行為。完成 0.4 N 之負載試驗後，本小節接續進行 0.6 N 與 1.0 N 之負載試驗。當感測單元施加 0.6 N 與 1.0 N 大小的負載力量時，接觸電阻值皆發生不同程度之降低，並且該感測單元在負載移除後，接觸電阻值同樣回復到 145 k Ω 大小。由上述結果表明，本研究所發展之觸覺感測陣列，在 0.4 N、0.6 N、1.0 N 等循環負載試驗的動態量測過程中，皆展現穩定的響應變化以及良好的回復能力，並且能夠正確判斷不同大小之附載力量。

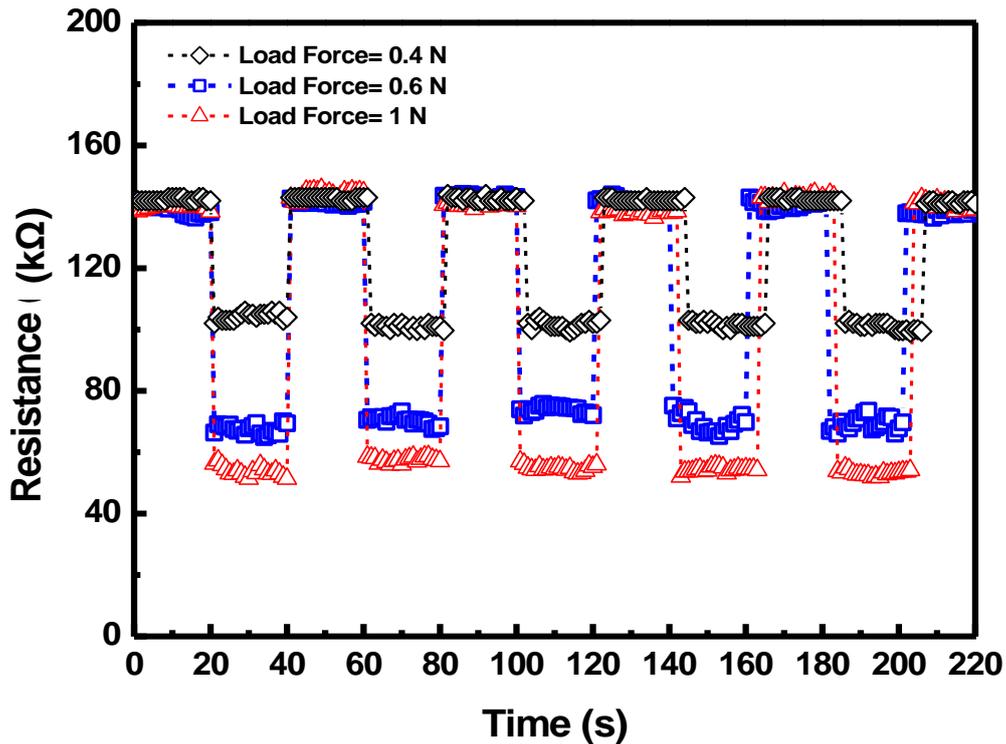


圖 4-9 觸覺感測陣對不同作用力之循環負載試驗，並且施壓面積為 $2 \times 2 \text{ mm}^2$

4.4 觸覺影像量測

在前述章節中，本研究對單一感測單元的結構形貌、應變行為以及感測效能等基本特性，進行了一系列的實驗分析。而本研究所發展的觸覺感測器為 8×8 陣列式感測架構，設計目的為達成多點壓力之分佈量測。故為了解該陣列的空間解析能力，此小節將搭配本實驗室組裝的電阻式陣列掃描系統，進行 8×8 電阻式感測陣列之掃描測試。利用掃描系統將各個感測單元之電阻變化，轉換為電壓輸出訊號，該系統之架構示意圖，如前述章節的圖 3-11 所示。

實驗步驟首先將壓克力基板交由雷射加工機進行切割製作，該基板依照繪圖軟體設計圖樣，被裁切為邊寬 1 mm、邊長 25 mm、厚度 2 mm 的一字圖樣。隨後將製作完成的壓克力塊放置於感測陣列表面，並以測力規之冶具端面抵觸壓克力塊上部，藉此定義負載力量之作用區域。而該陣列同樣被固定於支撐架表面，並連接 Arduino 開發板與轉換電路，將感測器的電壓輸出訊號傳送至個人電腦。這些資料點被掃描系統彙整成數個 8×8 大小的數值矩陣，如圖 4-10 所示。

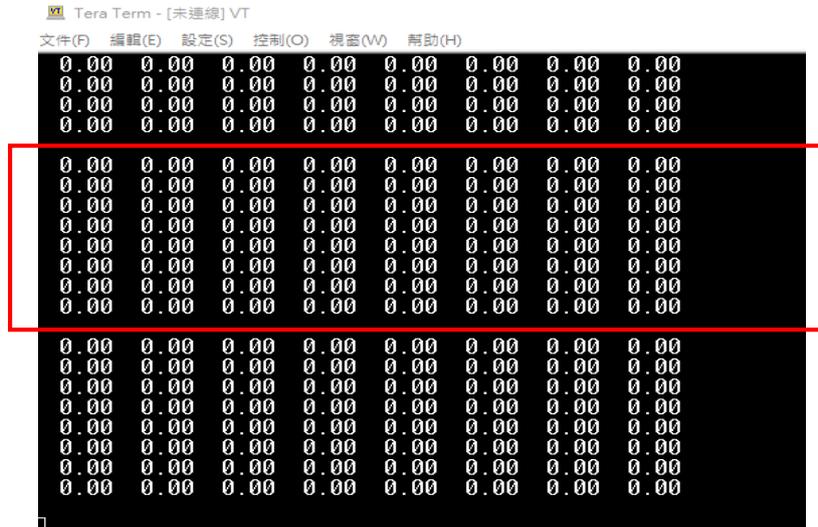


圖 4-10 為 Arduino 掃描系統在空白背景下所紀錄之數值矩陣

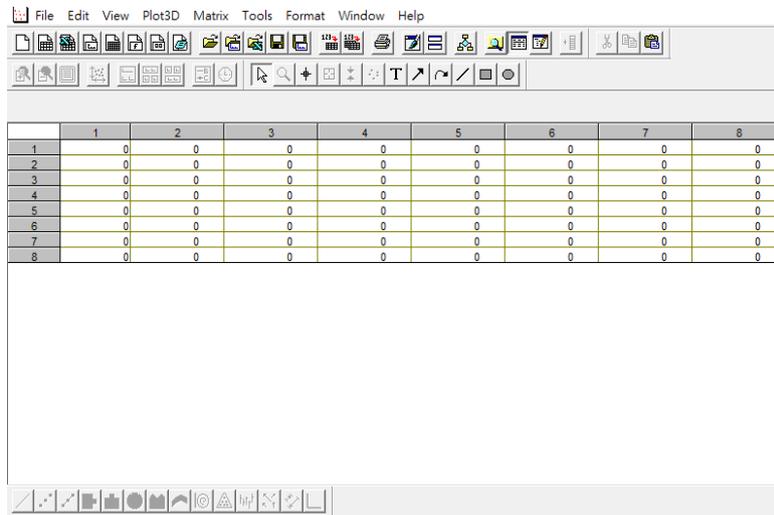


圖 4-11 為市售繪圖軟體 Origin 6.0 之使用介面：本研究將所量測的數值矩陣匯入至 Origin 6.0，進行觸覺影像繪製步驟

然而數值矩陣的表示方法，並不利於辨識感測陣列的壓力分佈情形。因此本研究使用市售繪圖軟體，如圖 4-11，將矩陣中的數值重新繪製成二維強度圖形，藉此提供更直觀有效的觸覺影像結果。量測結果如圖 4-12 所示，其橫軸座標為列編號；縱軸座標為行編號，行列之交點即表示為感測單元。另外，圖內的黑色虛線代表感測陣列之受力區域，而色標則是感測單元所輸出的數值大小。圖 4-12 (A) 為壓克力圖樣施加 0.6 N 之負載力量於感測陣列，所得到的觸覺感測影像。圖中能夠明顯觀察到負載區域造成局部的色塊變化，感測陣列在第五列位置產生 0.7~0.8 之輸出讀值。而其餘未受到負載作用影響的感測單元，則沒有明顯的輸出讀值。

接著以壓克力圖樣施加 1.0 N 之負載力量於感測陣列，其觸覺影像結果如圖 4-12(B) 所示。由圖中可發現與前圖 4-12(A) 相似的輪廓色塊，並顯示負載力量的增加同時使得感測單元產生較大的輸出讀值(0.8 ~ 1.0)，而其他未負載區域產生的局部背景雜訊為 0 ~ 0.1，並不影響壓力分佈之辨識。此小節實驗設計對觸覺感測陣列的壓力分佈量測，進行可行性分析。最後結果證實，本研究所發展之觸覺感測陣列，在結合本實驗室組裝之陣列掃描系統後，確實具有壓力分佈感測與觸覺影像辨識之能力。

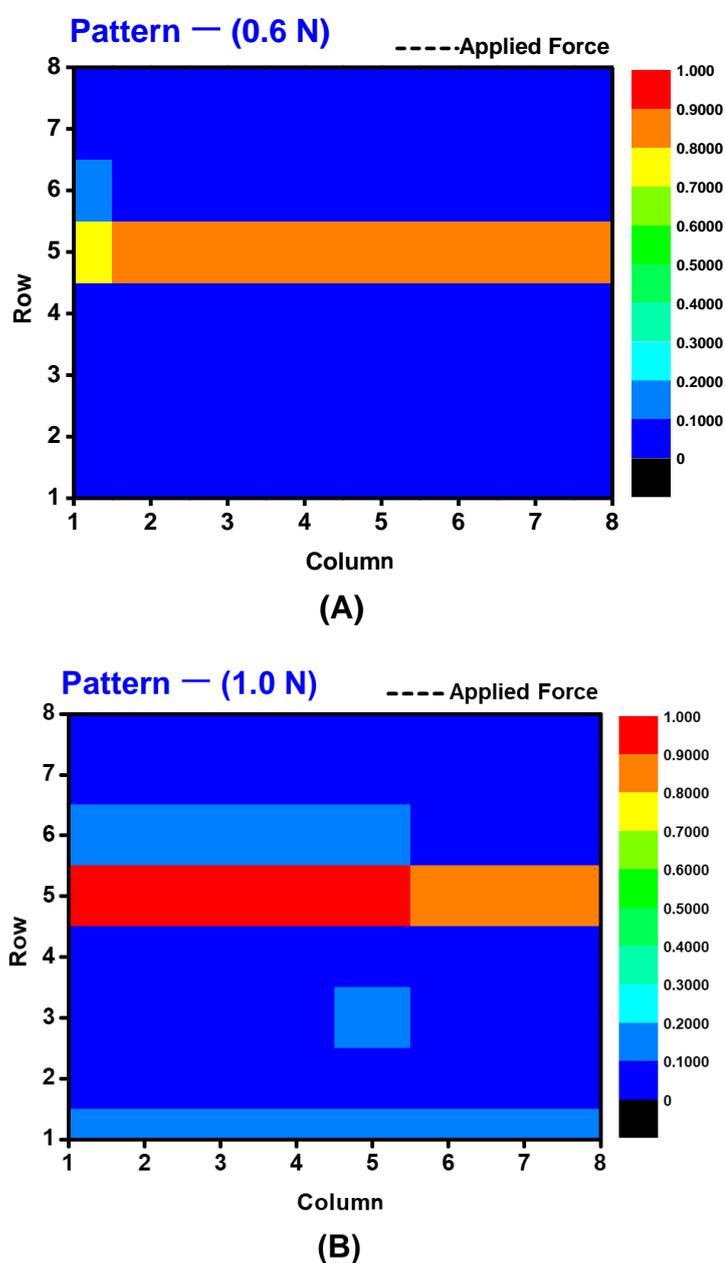


圖 4-12 透過壓克力圖樣，對觸覺感測陣列施加負載力量所得到的壓力分佈結

果：

(A)附載力量為 0.6 N 之觸覺影像，(B)附載力量為 1.0 N 之觸覺影像

4.5 滑動軌跡量測

在前述章節中，本研究以壓克力印章作為接觸物件，定義觸覺感測陣列的作用力影響區域，並由壓力試驗機給予印章，一個固定大小的穩態力量。由結果顯示，該感測陣列能夠成功辨識作用力的影響區域，以及力量大小之變化，並且將輸出訊號繪製為二維強度圖形後，能夠提供一個更為直觀的觸覺感測影像。然而上述實驗結果，乃是穩態力量作用下的量測所得。在真實生活中所發生的物理接觸行為，並不盡然相同，故本小節將嘗試以所發展的感測陣列，進行動態的觸覺軌跡量測。

實驗方法同樣將感測陣列固定於支撐架表面，並在該陣列上部架設攝像裝置，目的為同步紀錄接觸物件的真實移動影像。其中接觸物件是使用市售的原子筆，其筆頭為絕緣塑料所組成，頂部直徑約為 2 mm。隨後以手持方式，將筆頭抵觸於感測陣列表面，選擇陣列位置 1-1 為起始座標，並設定兩種不同方向的滑動軌跡，如圖 4-13 所示，依序進行操作。操作時，將感測陣列連接至 Arduino，並且調整其掃描速度為每 0.1 秒完成一個陣列掃描。接著連續紀錄，感測陣列從筆頭未抵觸，直至筆頭完成滑動軌跡後的滑動影像，及訊號輸出變化。並將以上訊號繪製為三維強度圖形，另為求方便表示，僅擷取暫態影像作為呈現，結果如圖 4-14、4-15 所示。

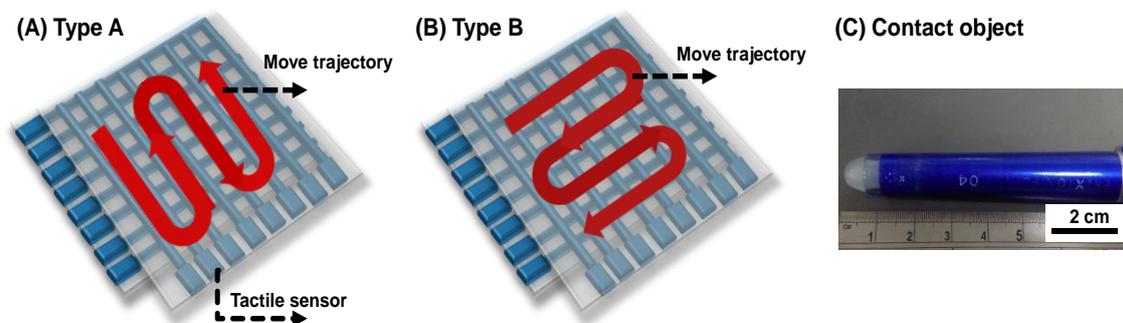


圖 4-13 本研究所設定之滑動軌跡示意圖：(A)、(B)各別為兩種型態之滑動軌跡，(C)

該實際影像為本研究所使用之接觸物件

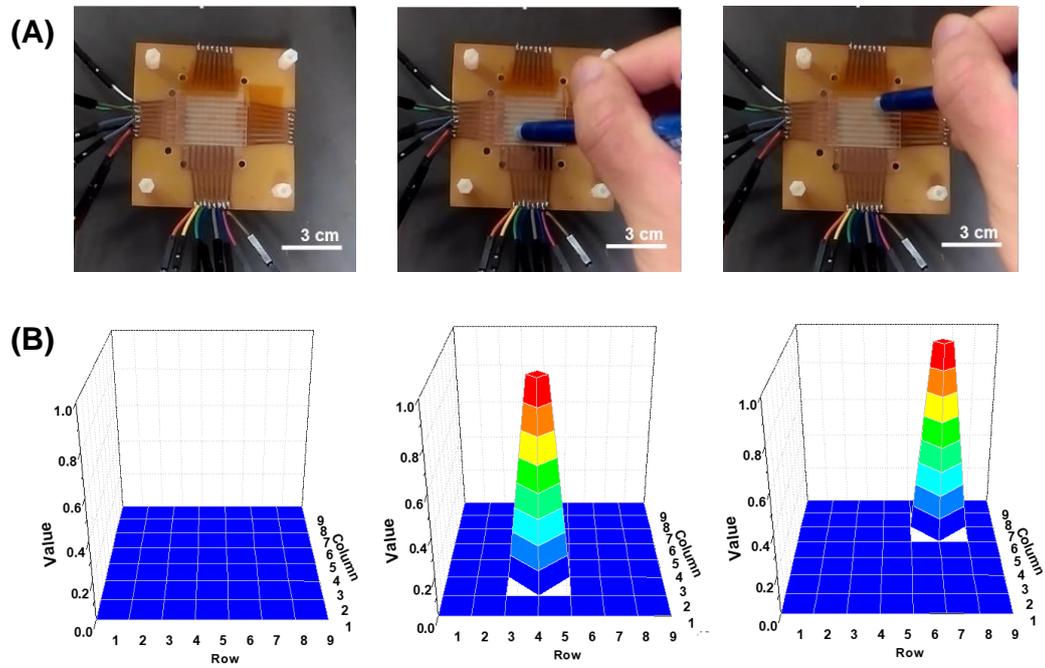


圖 4-14 滑動軌跡 Type A 之量測結果：(A)實際影像由左至右依序為，感測陣列未受力前，及接觸物件處於滑動過程，(B)由左至右依序為，陣列所對應之觸覺影像

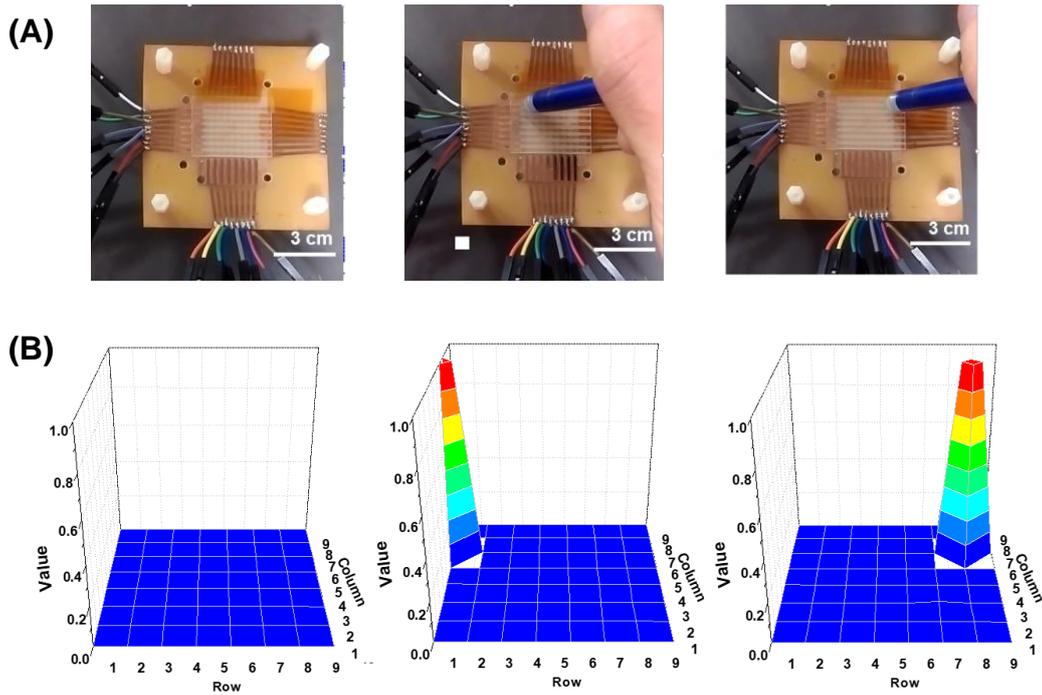


圖 4-15 滑動軌跡 Type B 之量測結果：(A)實際影像由左至右依序為，感測陣列未受力前，及接觸物件處於滑動過程，(B)由左至右依序為，陣列所對應之觸覺影像

在圖 4-14(A)中可看見感測陣列與物件接觸位置之影像，其接觸位置會隨著物件的滑動軌跡而改變。圖 4-14(B)則為感測陣列所產生的觸覺影像，其中 X、Y 軸座標表示為行、列編號，Z 軸座標表示為輸出電壓值。由結果得知，當感測陣列未受到物件接觸，其中感測單元的接觸電阻極大，則沒有產生輸出電壓。然而當物件接觸位置移動至 4-4 時，該感測單元的接觸電阻將大幅下降，因而產生 1 V 的輸出電壓，其他未受到物件影響的感測單元，則同樣沒有輸出電壓之變化。後續當物件接觸位置移動至 6-6 時，同樣只有該感測單元產生 1 V 之輸出電壓。圖 4-15(A)則為物件以 Type B 之滑動軌跡，途經感測陣列不同位置的實際影像。圖 4-15(B)為感測陣列所對應的觸覺影像，其結果發現，當本研究以不同方向的滑動軌跡，操作物件之接觸行為，同樣只有物件所接觸的感測單元，會產生輸出電壓，而陣列中其他感測單元皆無電壓輸出變化。綜觀以上實驗結果，證實本研究所發展之觸覺感測陣列，可應用於動態的觸覺感測，並具有辨識物件接觸位置改變之能力。

第五章 結論與未來展望

5.1 結論

本研究成功發展一種新穎製程方法，將其應用於可撓性觸覺感測陣列之製作，該方法主要將導電高分子 PEDOT:PSS，分別沉積於 PDMS 微凸塊結構與裸基板表面，並藉由導電薄膜間的接觸電阻變化，得知外加作用力的大小。其中 PDMS 微凸塊結構的設計，會使得導電薄膜間的接觸情形，在外加作用力的影響下大幅變化，並可以有效提升感測單元在小壓力作用下的電阻響應，改善傳統壓阻式觸覺感測器對於低壓力感測，靈敏度相對不足的困擾。

另外，為執行 8×8 感測陣列之點掃描，本研究設計一個陣列掃描系統，硬體架構由電阻感測電路、Arduino 微控制器板等部分所組成；軟體架構則是使用 Sketch 軟體完成程式碼之編譯，進行多工器掃描時序之控制。在感測陣列的製程方法驗證上，本研究對 PDMS 表面改質情況進行水滴角測試，並利用 ESEM 觀察 PMMA 模具表面、組合後的感測單元切面圖，以及 PDMS 微凸塊結構的表面形貌，同時以 ANSYS 模擬軟體，對感測結構進行簡易的應力分析。

在感測陣列的基本特性，主要探討有：感測薄膜對於正向作用力的應變行為、感測單元對於正向作用力的有效響應範圍，以及感測單元的重複性試驗等結果。並在最後結合感測陣列與陣列式掃描系統，進行觸覺影像測試，經由上述實驗結果，本研究可歸納出以下之結論：

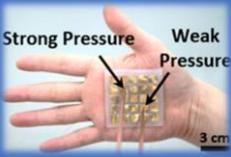
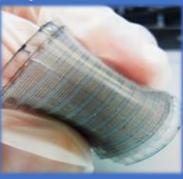
1. 在觸覺感測陣列之製程方法，本研究使用 PDMS 轉印法與雷射燒蝕技術，製造出具有微凸塊結構的 PDMS 基板。疏水性的基板表面經氧電漿改質後，導電高分子水溶液可被輕易旋塗於 PDMS 表面，藉此製作出導電薄膜。並能夠利用雷射燒蝕技術，定義導電薄膜之導電區域。相較於傳統 MEMS 製程方法，不僅省去繁瑣的金屬電極濺鍍與黃光微影步驟，同時可投入大面積陣列之製作，並且大幅簡化了感測結構複雜度，具有行列電極即是感測單元的優點。
2. 經材料特性試驗得知，本研究製作以 PDMS 為基底的感測薄膜，其作為感測

單元的傳力構件，在小壓力範圍 0.2 ~ 2 N 內表現出良好的線性響應，具有 150 μm 的薄膜垂直位移量。表示薄膜應變在該壓力範圍內具有足夠靈敏度，並為可重複作動的彈性變形。由力響應量測結果也表明，薄膜接觸電阻會隨著感測器表面的作用力大小而改變，在 0.2 ~ 0.7 N 的壓力範圍內，壓阻變化為 58 ~ 145 $\text{k}\Omega$ ，有效的力感測範圍則分布於 0.2 ~ 2N。同時，在不同力量大小的循環負載試驗中，感測薄膜也表現出良好的響應再現性。

3. 本研究將觸覺感測陣列結合陣列式掃描系統，進行觸覺影像量測。由結果得知，該觸覺感測陣列能夠辨識圖章給定的作用力區域，以及 0.6 N、1.0 N 等不同大小之作用力。除此之外，本研究設計兩種不同型態的滑動軌跡，對感測陣列進行動態觸覺量測。其結果也顯示，該陣列能夠成功辨識物件接觸行為的改變。

最後與文獻回顧中，其它壓阻式感測器[35]進行效能比較，如表 5-1 所示。本研究感測器不僅具有 ≤ 1 秒的響應速度，與 0.2 N 的壓力檢測極限，並且在製程方法、晶片尺寸、空間解析度，以及結構複雜度均優於前人。綜合以上結果，本研究提供了一種簡單且高效的途徑，應用於可撓性觸覺感測陣列之製作，同時展現出其使用於電子皮膚系統之潛力。

表 5-1 本研究所發展的觸覺感測陣列，與文獻回顧之感測陣列進行比較

	Piezo-resistive sensor [35]	The proposed sensor
		
Wet etching process	Yes	No
Sensor dimensions	60 × 60 × 3.5 mm	25 × 25 × 2 mm
Array scale	5 × 5	8 × 8 or more
Spatial resolution	10 × 10 mm ²	1 × 1 mm ²
Flexibility	Yes	Yes
Response time	50 ms	≤ 1 s
Lowest limit of detection	15 Pa	50 kPa
Highest limit of detection	1 kPa	500 kPa

5.2 未來展望

本研究所發展之可撓性觸覺感測陣列，已經改善壓阻式觸覺感測器，對小壓力感測靈敏度不足的困擾，並且提出一種簡易製程方法，使用於該類感測陣列之製作。同時，本研究結合了自組裝的陣列式掃描系統，成功驗證該陣列對於觸覺影像量測之可行性。然而，該感測陣列目前仍存在諸多有待改善之處，例如：感測單元的觸覺感測極限僅至 0.2 N、感測薄膜間沒有接合層設計，使得薄膜上下間隙並非均勻存在，可能影響各個感測單元在外加作用力下所表現之接觸電阻值。另外，在觸覺影像分析部分，目前靜態力量量測結果，雖能夠辨識簡單字樣，對於較為複雜的感測圖形則顯得辨識能力不足。並且對感測陣列而言，尚未有明確的應用場域，有鑑於此，以下將可歸納幾點研究發展方向：

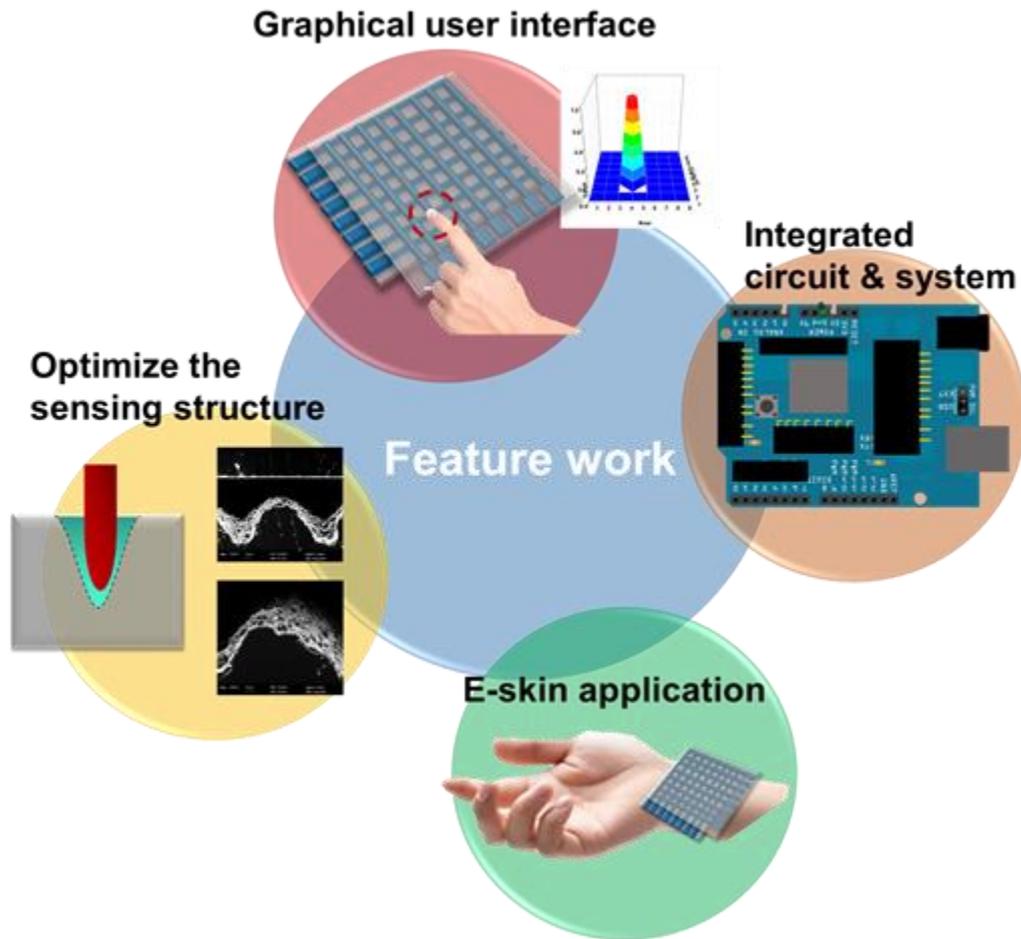


圖 5-1 本研究未來之主要發展方向：包含電路、掃描系統的整合與優化；圖形化使用者界面的建立；調變雷射燒蝕結果，加以優化感測結構；尋找適當的應用場域

1. 首先能調變雷射燒蝕結果，製作不同高寬比的 PDMS 微凸塊結構，提升結構因幾何形狀改變而帶來的響應能力，或在不影響導電溶液本身親水特性的前提下，利用摻雜方法提升導電高分子的電導率，增加薄膜接觸電阻的響應範圍。
2. 在觸覺影像部分，影響量測結果的可能原因，目前推測有二個主要因素，首先本研究所發展之觸覺感測陣列，具有感測電極本身即為感測單元的特點，在掃描系統執行點掃描時，當電流由單一電極進入感測陣列，可能經由其他感測電極形成電流路徑，進而產生串擾(Cross talk)的影響。這也是其他類似壓阻式感測架構，在實務上可能會遇見的問題之一，其解決辦法可以考慮在後端感測電路的電極選擇通道中加入虛接地設計，降低其他電流路徑所產生的

雜訊影響。另外，本研究所發展之觸覺感測陣列，在感測層的結構設計中，並沒有加入接合層。因此當外加力量作用下，各個感測單元間的上下間隙並非均勻存在，非受力區域的感測單元也有可能受到延性變形影響，進而改變觸覺影像結果。其解決辦法可以考慮，在非電極接觸區域使用 PDMS 預聚物或其他材料黏合感測層，也可以調變 PDMS 薄膜厚度，降低延性變形所產生的影響。

3. 最後，依照使用場域的選擇，可以微小化感測系統，並設計美觀的圖形使用者介面，即時且直觀的顯示觸覺影像量測結果，本研究未來發展，如圖 5-1 所示。

參考文獻

- [1] S. Aoyagi, T. Tanaka, and M. Minami, "Recognition of contact state of four layers arrayed type tactile sensor by using neural network," in *Proceeding of 2006 IEEE International Conference on Information Acquisition*, 2006, pp. 393-397.
- [2] C. Lucarotti, C. Oddo, N. Vitiello, and M. Carrozza, "Synthetic and bio-artificial tactile sensing: a review," *Sensors*, vol. 13, pp. 1435-1466, 2013.
- [3] G. Song, H. Wang, J. Zhang, and T. Meng, "Automatic docking system for recharging home surveillance robots," *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol. 57, pp. 428-435, 2011.
- [4] X. Wang, L. Dong, H. Zhang, R. Yu, C. Pan, and Z. L. Wang, "Recent progress in electronic skin," *Advanced Science*, vol. 2, pp. 150-169, 2015.
- [5] J. M. Romano, K. Hsiao, G. Niemeyer, S. Chitta, and K. J. Kuchenbecker, "Human-inspired robotic grasp control with tactile sensing," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, pp. 1067-1079, 2011.
- [6] A. M. Okamura, "Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery," *The Industrial Robot*, vol. 31, pp. 499-508, 2004.
- [7] M. L. Hammock, A. Chortos, B. C. K. Tee, J. B. H. Tok, and Z. Bao, "25th anniversary article: the evolution of electronic skin (e-skin): a brief history, design considerations, and recent progress," *Advanced Materials*, vol. 25, pp. 5997-6038, 2013.
- [8] M. H. Lee and H. R. Nicholls, "Review article tactile sensing for mechatronics—a state of the art survey," *Mechatronics*, vol. 9, pp. 1-31, 1999.
- [9] S. Gong, W. Schwalb, Y. Wang, Y. Chen, Y. Tang, J. Si, B. Shirinzadeh, and W. Cheng, "A wearable and highly sensitive pressure sensor with ultrathin gold

- nanowires," *Nature Communications*, vol. 5, pp. 1-8, 2014..
- [10] L. Pan, A. Chortos, G. Yu, Y. Wang, S. Isaacson, R. Allen, Y. Shi, R. Dauskardt, and Z. Bao, "An ultra-sensitive resistive pressure sensor based on hollow-sphere microstructure induced elasticity in conducting polymer film," *Nature Communications*, vol. 5, pp.3002, 2014.
- [11] C. Dagdeviren, Y. Su, P. Joe, R. Yona, Y. Liu, Y.-S. Kim, Y. A. Huang, A. R. Damadoran, J. Xia, and L. W. Martin, "Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response for cutaneous pressure monitoring," *Nature Communications*, vol. 5, pp. 4496, 2014.
- [12] Z. Li and Z. L. Wang, "Air/liquid-pressure and heartbeat-driven flexible fiber nanogenerators as a micro/nano-power source or diagnostic sensor," *Advanced Materials*, vol. 23, pp. 84-89, 2011.
- [13] S. C. Mannsfeld, B. C. Tee, R. M. Stoltenberg, C. V. H. Chen, S. Barman, B. V. Muir, A. N. Sokolov, C. Reese, and Z. Bao, "Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers," *Nature Materials*, vol. 9, pp. 859-864, 2010.
- [14] Y. Zang, F. Zhang, C.-a. Di, and D. Zhu, "Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications," *Materials Horizons*, vol. 2, pp. 140-156, 2015.
- [15] G. A. Salvatore, N. Münzenrieder, T. Kinkeldei, L. Petti, C. Zysset, I. Strelbel, L. Büthe, and G. Tröster, "Wafer-scale design of lightweight and transparent electronics that wraps around hairs," *Nature Communications*, vol. 5, pp.2982, 2014.
- [16] S. M. Huang, M. R. Tofighi, and A. Rosen, "Novel microwave techniques for non-invasive intracranial pressure monitoring following traumatic brain injury," in *Proceedings of 2014 IEEE Benjamin Franklin Symposium on Microwave and*

Antenna Sub-systems for Radar, Telecommunications, and Biomedical Applications (BenMAS), 2014, pp. 1-3.

- [17] C. L. Choong, M. B. Shim, B. S. Lee, S. Jeon, D. S. Ko, T. H. Kang, J. Bae, S. H. Lee, K. E. Byun, J. Im, Y. J. Jeong, C. E. Park, J. J. Park, and U. I. Chung, "Highly stretchable resistive pressure sensors using a conductive elastomeric composite on a micropyramid array," *Advanced Materials*, vol. 26, pp. 3451-3458, 2014.
- [18] C. Pan, Z. Li, W. Guo, J. Zhu, and Z. L. Wang, "Fiber-based hybrid nanogenerators for/as self-powered systems in biological liquid," *Angewandte Chemie International Edition in English*, vol. 50, pp. 11192-11196, 2011.
- [19] A. Frutiger, J. T. Muth, D. M. Vogt, Y. Mengüç, A. Campo, A. D. Valentine, C. J. Walsh, and J. A. Lewis, "Capacitive soft strain sensors via multicore-shell fiber printing," *Advanced Materials*, vol. 27, pp. 2440-2446, 2015.
- [20] Z. Chu, P. M. Sarro, and S. Middelhoek, "Silicon three-axial tactile sensor," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 54, pp. 505-510, 1996.
- [21] M. Leineweber, G. Pelz, M. Schmidt, H. Kappert, and G. Zimmer, "New tactile sensor chip with silicone rubber cover," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 84, pp. 236-245, 2000.
- [22] H. K. Lee, S. I. Chang, and E. Yoon, "A flexible polymer tactile sensor: fabrication and modular expandability for large area deployment," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 15, pp. 1681-1686, 2006.
- [23] H. K. Kim, S. Lee, and K. S. Yun, "Capacitive tactile sensor array for touch screen application," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 165, pp. 2-7, 2011.
- [24] S. Takamatsu, T. Kobayashi, N. Shibayama, K. Miyake, and T. Itoh, "Meter-scale surface capacitive type of touch sensors fabricated by weaving conductive-polymer-coated fibers," in *Proceedings of Design, Test, Integration*

- and Packaging of MEMS/MOEMS*, pp. 142-147, 2011.
- [25] W. P. Mason, "Piezoelectricity, its history and applications," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 70, pp. 1561-1566, 1981.
- [26] N. W. Hagood and A. von Flotow, "Damping of structural vibrations with piezoelectric materials and passive electrical networks," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 146, pp. 243-268, 1991.
- [27] P. S. Girão, P. M. P. Ramos, O. Postolache, and J. M. D. Pereira, "Tactile sensors for robotic applications," *Measurement*, vol. 46, pp. 1257-1271, 2013.
- [28] K. Motoo, F. Arai, and T. Fukuda, "Piezoelectric vibration-type tactile sensor using elasticity and viscosity change of structure," *IEEE Sensors Journal*, vol. 7, pp. 1044-1051, 2007.
- [29] C. Li, P. M. Wu, S. Lee, A. Gorton, M. J. Schulz, and C. H. Ahn, "Flexible dome and bump shape piezoelectric tactile sensors using PVDF-TrFE copolymer," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 17, pp. 334-341, 2008.
- [30] C. H. Chung, W. B. Dong, and W. B. Lo, "Flexible piezoelectric tactile sensor with structural electrodes array for shape recognition system," in *Proceedings of the International Conference on Sensing Technology*, 2008, pp. 504-507.
- [31] P. Yu, W. Liu, C. Gu, X. Cheng, and X. Fu, "Flexible piezoelectric tactile sensor array for dynamic three-axis force measurement," *Sensors*, vol. 16, p. 819, 2016.
- [32] K. Weiss and H. Worn, "The working principle of resistive tactile sensor cells," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 2005, vol. 1, pp. 471-476.
- [33] T. V. Papakostas, J. Lima, and M. Lowe, "A large area force sensor for smart skin applications," in *Proceedings of IEEE Sensors*, vol.2, pp. 1620-1624, 2002.
- [34] C. C. Wen and W. Fang, "Tuning the sensing range and sensitivity of three axes tactile sensors using the polymer composite membrane," *Sensors and Actuators*

- A: Physical*, vol. 145-146, pp. 14-22, 2008.
- [35] M. Y. Cheng, C. M. Tsao, Y. T. Lai, and Y. J. Yang, "A novel highly-twistable tactile sensing array using extendable spiral electrodes," in *Proceedings of International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, pp. 92-95, 2009.
- [36] H. Park, Y. R. Jeong, J. Yun, S. Y. Hong, S. Jin, S. J. Lee, G. Zi, and J. S. Ha, "Stretchable array of highly sensitive pressure sensors consisting of polyaniline nanofibers and Au-coated polydimethylsiloxane micropillars," *ACS Nano*, vol. 9, pp. 9974-9985, 2015.
- [37] C. C. Shiau, Y. C. Liao, Z. K. Kao, Y. C. Yeh, and Y. W. Lu, "Paper-based flexible taxel device using electrical contact resistance variation for elasticity measurement on biological objects," *Sensors*, vol. 13, pp. 4038-4044, 2013.
- [38] M. Umemori, J. Sugawara, M. Kawauchi, and H. Mitani, "A pressure-distribution sensor (PDS) for evaluation of lip functions," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 109, pp. 473-480, 1996..
- [39] T. Mukai, "Soft areal tactile sensors with embedded semiconductor pressure sensors in a structured elastic body," *Sensors*, vol. 3, pp. 1518-1521, 2004.
- [40] H. Shirakawa, E. J. Louis, A. G. MacDiarmid, C. K. Chiang, and A. J. Heeger, "Synthesis of electrically conducting organic polymers: halogen derivatives of polyacetylene, $(CH)_x$," *Journal of the Chemical Society, Chemical Communications*, vol. 16, pp. 578-580, 1977.
- [41] C. K. Chiang, C. R. Fincher, Y. W. Park, A. J. Heeger, H. Shirakawa, E. J. Louis, S. C. Gau, and A. G. MacDiarmid, "Electrical conductivity in doped polyacetylene," *Physical Review Letters*, vol. 39, pp. 1098-1101, 1977.
- [42] T. P. McAndrew, "Corrosion prevention with electrically conductive polymers,"

- Trends in Polymer Science*, vol. 1, pp. 7-12, 1997.
- [43] A. Aleshin, S. Williams, and A. Heeger, "Transport properties of poly (3, 4-ethylenedioxythiophene)/poly (styrenesulfonate)," *Synthetic Metals*, vol. 94, pp. 173-177, 1998.
- [44] D. Li and L. J. Guo, "Organic thin film transistors and polymer light-emitting diodes patterned by polymer inking and stamping," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 41, p. 105-115, 2008.
- [45] F. J. Liu, "Electrodeposition of manganese dioxide in three-dimensional poly (3, 4-ethylenedioxythiophene)-poly (styrene sulfonic acid)-polyaniline for supercapacitor," *Journal of Power Sources*, vol. 182, pp. 383-388, 2008.
- [46] Y. Xia and J. Ouyang, "PEDOT: PSS films with significantly enhanced conductivities induced by preferential solvation with cosolvents and their application in polymer photovoltaic cells," *Journal of Materials Chemistry*, vol. 21, pp. 4927-4936, 2011.
- [47] S. Kirchmeyer and K. Reuter, "Scientific importance, properties and growing applications of poly (3, 4-ethylenedioxythiophene)," *Journal of Materials Chemistry*, vol. 15, pp. 2077-2088, 2005.
- [48] J. C. Wang, R. Karmakar, Y. J. Lu, C. Y. Huang, and K. C. Wei, "Characterization of piezoresistive PEDOT:PSS pressure sensors with inter-digitated and cross-point electrode structures," *Sensors*, vol. 15, p. 818, 2015.
- [49] W. A. Daoud, J. H. Xin, and Y. S. Szeto, "Polyethylenedioxythiophene coatings for humidity, temperature and strain sensing polyamide fibers," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 109, pp. 329-333, 2005/09/14/ 2005.
- [50] J. G. Webster, *Tactile sensors for robotics and medicine*: John Wiley & Sons, Inc., 1988.

- [51] E. Little, "Strain gauge measurement," *Strain Measurement in Biomechanics*, ed: Springer, pp. 39-57, 1992.
- [52] 張繼升, "可撓式正溫度係數高分子電阻薄膜之研究", 清華大學化學工程學系博士班學位論文, pp. 1-173, 2005
- [53] R. S. Timsit, "Electrical contact resistance: properties of stationary interfaces," *IEEE Transactions on Components and Packaging Technologies*, Vol. 22, pp. 85-98, 1999.
- [54] U. Wallrabe, H. Dittrich, G. Friedsam, T. Hanemann, J. Mohr, K. Müller, V. Piotter, P. Ruther, T. Schaller, and W. Zißler, "Micromolded easy-assembly multi fiber connector: RibCon® ," *Microsystem Technologies*, vol. 8, pp. 83-87, 2002.
- [55] J. Giboz, T. Copponnex, and P. Mélé, "Microinjection molding of thermoplastic polymers: a review," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 17, pp. R96-R109, 2007.
- [56] J. S. Ko, H. C. Yoon, H. Yang, H. B. Pyo, K. H. Chung, S. J. Kim, and Y. T. Kim, "A polymer-based microfluidic device for immunosensing biochips," *Lab on a Chip*, vol. 3, pp. 106-113, 2003.
- [57] J. Narasimhan and I. Papautsky, "Polymer embossing tools for rapid prototyping of plastic microfluidic devices," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, pp. 96-103, 2003.
- [58] J. Li, D. Chen, and G. Chen, "Low-temperature thermal bonding of PMMA microfluidic chips," *Analytical Letters*, vol. 38, pp. 1127-1136, 2005.
- [59] A. Rasmussen, M. Gaitan, L. E. Locascio, and M. E. Zaghoul, "Fabrication techniques to realize CMOS-compatible microfluidic microchannels," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 10, pp. 286-297, 2001.
- [60] S. M. Ford, B. Kar, S. Mcwhorter, J. Davies, S. A. Soper, M. Klopff, G. Calderon, and V. Saile, "Microcapillary electrophoresis devices fabricated using polymeric

- substrates and X-ray lithography," *Journal of Microcolumn Separations*, vol. 10, pp. 413-422, 1998.
- [61] C. K. N. Patel, "Continuous-wave laser action on vibrational-rotational transitions of CO₂," *Physical Review*, vol. 136, pp. A1187-A1193, 1964
- [62] M. Morra, E. Occhiello, R. Marola, F. Garbassi, P. Humphrey, and D. Johnson, "On the aging of oxygen plasma-treated polydimethylsiloxane surfaces," *Journal of Colloid and Interface Science*, vol. 137, pp. 11-24, 1990.
- [63] M. Morra, E. Occhiello, R. Marola, F. Garbassi, P. Humphrey, and D. Johnson, "On the aging of oxygen plasma-treated polydimethylsiloxane surfaces," *Journal of Colloid and Interface Science*, vol. 137, pp. 11-24, 1990.
- [64] J. Zhou, A. V. Ellis, and N. H. Voelcker, "Recent developments in PDMS surface modification for microfluidic devices," *Electrophoresis*, vol. 31, pp. 2-16, 2010.
- [65] 汪欣怡, "PDMS 軟式可調焦鏡片分析與製作," *臺灣科技大學機械工程研究所學位論文*, pp.1-151, 2008.

自述

姓名：方識傑 (Shih-Jie, Fang)

出生日期：1992/08/31

性別：男

出生地：台南市

電子信箱：m033020038@student.nsysu.edu.tw

學歷：

國立中山大學 機械與機電工程研究所 碩士 2014/09~2017/06

國立臺東大學 自然科學系應用物理組 學士 2010/09~2014/06

發表著作：

國際研討會

Shih-Jie Fang, Sébastien Husson, Chun-Kuei Fu, and Che-Hsin Lin, “Flexible tactile sensor array utilizing micro-structured PDMS bumps with PEDOT:PSS conductive polymer” 2017 IEEE 30th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), Las Vegas, USA, January, 2017

國內期刊

方識傑 林哲信, “利用 CO₂ 雷射孔蝕加工製作高靈敏度觸覺感測器” 中華民國光學工程學會, 雷射加工及其相關技術應用, 尚未出刊, 2017

國內研討會

1. **方識傑 Sébastien Husson 傅俊貴 林哲信, “表面塗布導電高分子 PEDOT:PSS 之 PDMS 微凸塊結構於可撓性觸覺感測之應用” 中華民國力學學會第四十屆全國力學會(The 40th National Conference on Theoretical and Applied Mechanics), 新竹, 台灣, 十一月, 2016**

2. **方識傑 Sébastien Husson 傅俊貴 林哲信, “PEDOT:PSS 導電陣列於觸覺感測之應用” 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. 方識傑 Sébastien Husson 傅俊貴 林哲信, “多孔性 UV 聚合膜摻雜 PEDOT:PSS 導電高分子於濕度感測之應用”第十九屆奈米工程暨微系統技術研討會(Micro & Nano System Technology Conference—NMC), 台北, 台灣, 八月, 2015
4. Ho Cheng Lee, **Shih-Jie Feng**, Che-Hsin Lin, “Novel droplet-based optical detection for gold nanoparticle analyzing dopamine biosample” The 2nd International Conference of Multi-Disciplines of Engineering on Advanced Technology and Environmentalism Design, Tainan, TAIWAN, Oct. 31 to Nov. 1-2, 2014