

國立交通大學

機械工程學系

博士論文

可撓式高分子基板應用於數位微流體平台之研究

A digital microfluidic platform on flexible polymer films

研究生：楊涵評

指導教授：徐文祥、范士岡

中華民國九十六年十月

可撓式高分子基板應用於數位微流體平台之研究

A digital microfluidic platform on flexible polymer films

研究生：楊涵評

Student: Hanping Yang

指導教授：徐文祥
范士岡

Advisor: Wensyang Hsu
Shih-Kang Fan

國立交通大學
機械工程學系
博士論文

A Dissertation
Submitted to Department of Mechanical Engineering
College of Engineering
National Chiao Tung University
in partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of
PhD
in
Mechanical Engineering

October 2007

Hsinchu, Taiwan

中華民國九十六年十月

可撓式高分子基板應用於數位微流體平台之研究

學生：楊涵評

指導教授：徐文祥
范士岡

國立交通大學機械工程學系 博士班

中文摘要

數位流體平台具有結構簡單、沒有可動零件，以及可程式操控等好處，已廣泛地應用在生醫檢測上。有別於先前皆採用硬式的基板製作數位流體元件，本研究提出在分子基板上，開發可撓式的數位流體元件，不但具有原來的優點，還具有低價、可撓，和外形多樣的好處。首先，透過材料及製程的評估中，了解基板與材料的特性，並進行平面元件的傾斜測試與理論分析，確認可驅動液珠在曲面上移動的能力。其次，這裡對一種新式的非對稱電濕潤驅動原理進行探討，利用液珠在正負相反的電場下，有不同的接觸角的特性，驅動液珠在方形共平面電極上來回振盪運動，並利用此一特性，提出一種凸字形的非對稱電極設計，成功地在開放表面上，以振幅 100 V_p 頻率 9 Hz 的方波，驅動 1.0 μl 液珠進行單向 23.6 mm/s 的移動。最後，本研究利用可撓基板特性，提出一種可重複使用，以及隨插即用的界面設計，可應用在三維數位流體平台的模組化，使液珠可以在模組間互相傳遞。經由適當間隙控制和界面電極設計，實驗結果顯示液珠可以順利通過界面，並提出三種流體模組的設計，組合出三維環形流體平台，成功地展示模組化的流體平台，在 120 V_{AC} 下驅動 2.5 μl 的液珠，在該平台以 105.7 mm/s 的速度移動。

A digital microfluidic platform on flexible polymer films

Student: Hanping Yang

Advisors: Wensyang Hsu

Shih-Kang Fan

Department of Mechanical Engineering,
National Chiao Tung University

Abstract

Digital microfluidic platform has been widely used in the biomedical analysis due to its advantages of simple configuration, no moving parts, and programmable control. Different from previous studies on hard substrate, flexible polymer films are proposed to develop the digital microfluidic device. First, in feasibility study, material and fabrication processes are evaluated. The device tests and analytical analysis are performed in tilted and flat conditions. Also, droplet transportation on curved surface is successfully demonstrated. Second, a new principle of droplet actuation, asymmetric electrowetting, is studied. Due to charge trapping of insulator at different polarities, droplet can be actuated to oscillate on square coplanar electrodes. By using this phenomenon, unidirectional pumping of 1.0 μl droplet with a speed up to 23.6 mm/s is successfully demonstrated on asymmetric coplanar electrodes when a 100 V_p and 9 Hz square wave is applied. At last, a reusable and plug-and-play fluidic interface is designed for droplet interconnection. In gap size investigation and fluidic interface tests, feasibility of droplet crossing the interface gap and pumping across the fluidic interface are validated. Three modularized components are designed for 3-D microfluidic ring. Finally, 2.5 μl droplet is successfully transported at a speed of 105.7 mm/s when 120 V_{AC} is applied.

誌謝

博士班的生涯就像爬山一樣漫長而艱辛，走在孤寂地研究道路上，考驗自己的體力與毅力，唯有一步一步慢慢地前進，才有機會爬上山頭，眺望到更遠的前方，更美麗的風景。在過去五年將近一千九百個日子裡，幸虧身邊有許多夥伴，使得在這研究的道路上並不孤單，一個學生兩位老師三間實驗室，超過六十位學長姐、學弟妹，讓這一路上充滿驚奇，也激盪出相當多的火花，很感謝在這當中所有的夥伴，在來來去去短暫相遇的時空中，給予的支持與鼓勵，以及在枯燥日子裡的歡笑，今天才能順利通過這艱辛的過程，畢業是一個身份階段的結束，從學生變成社會人士，但在研究及學習的道路上仍然沒有結束。

在這麼多夥伴中，首先要感謝我的指導老師徐文祥老師，從碩士班跟老師做研究開始，老師開放自由的作風，能夠讓我盡情地做研究，做自己想做的題目，而且在迷惘困惑的時候，也會適時的給予建議，就像大霧中的一盞明燈。老師總是嘴巴上不說，讓我們學生自己體會，對於資質駑鈍的我，需要花比較多的時間才能了解，老師在這之間也會不厭其煩地一再引導，不管是在研究方面，還是人生觀念上，可以跟從老師身上學到很多東西，在這要深深地表達我的感謝。

同時，還要感謝我的另一個指導老師范士岡老師，雖然跟老師作研究才短短三年多，老師對於問題的剖析讓我十分佩服，時常被老師問到啞口無言，也讓自己發現很多不經意但又關鍵的地方，老師在想法上也很多元，與老師討論就會有很多想法跑出來。在研究上，老師對於品質有著很高的堅持，雖然在一開始很不能適應，但是在無形中學習到做實驗嚴謹的態度，而且老師有很高的行動力，過程中雖然辛苦，但可以學到很多不一樣的東西。

其次，要感謝交大應化謝有容老師、交大生科袁俊傑老師、清大動機劉承賢老師、淡大楊龍杰老師，以及同步輻射中心的許博淵老師，在口試期間提供許多寶貴的建議與鼓勵，並透過口試的問答中，聽到很多不同觀點的想法，也思考到很多以往沒有注意到

的問題，雖然時間很短暫但是獲益匪淺。

接著要感謝實驗室的學長們，提供一個溫暖和樂的實驗室，帶領我進入微機電的殿堂，青台、大師兄（政璋）、鎮鵬和正軒學長，因為有你們在上面替我們這群下面的學弟頂著，讓我們在碩士班的時候有所依靠，不管在實驗方面或是在生活方面，都過得充實而快樂，還有傳哥（金傳）、祥麒以及武政學長，有你們的教導開啟我半導體製程之門。其中要特別感謝鍾老大（君煒），除了一開始在我碩士班的時候，教導基本的製程操作，在我博士班的時候一路伴隨，就像身後有棵大樹可以遮陽避雨，有時又可以充當心情垃圾桶，或是鐵口直斷的算命師，給予想法及觀念上的指引，在前方開路使我的研究之路有在一起打拼的夥伴。

還有要感謝實驗室的學弟妹們，讓整個實驗室充滿活力，時而變成網咖，時而變成電影院，讓著個實驗室充滿歡笑。小白熊（駿偉）、土豆（家聖）、高手（毅家）與囧夫（元德）有你們的分擔，讓我可以放心卸下實驗室的管理工作，專心致力於畢業論文的撰寫，以及許多已經畢業的學弟妹們，跟你們相處會年輕好幾歲，今年剛畢業的 Gaz/Qaz（仁宏）、Ggcone（家維）、Pot（耕碩），和范老師實驗室的 Yuki（祐齊）、小朱（立宇）、謝帥（宗翰），和邱胖（誠樸），兩年的時間雖然不長，但是一起打拼的情誼卻是很深刻。還有優秀的拉博（岳剛）、Smile（啟煥）、HD（昶志），以及 Ginny（玫蓉）、Up（敬歲）、Newman（于豪）、姍婷、3Q 猴（靖文）大家加油囉，希望明年大家都能順利畢業。

除了實驗室的同學之外，還要感謝我的好朋友們，一路在旁邊給予我支持，天立、東甫、育樹、民仁、志鴻是我的良師益友，三不五時的聚會凝聚男生的友情，好像回到大學時代一樣，有你們的協助與經驗分享，讓我研究之路走的更順暢。

這研究能完成，還要感謝交大奈米中心與國家奈米元件實驗室的支援，提供製程所需的半導體設備，以及相關製程代工的服務。尤其是范秀蘭小姐、陳聯珠小姐，以及葉雙得先生在光罩製作上的協助，還有林素珠小姐、徐秀鑾小姐、陳悅婷小姐在機台操作上的幫忙，以及范揚禎先生在博愛無塵室的管理，實驗才能在無後顧之憂下順利完成。

最後要感謝我最愛的家人，有你們的支持才能讓我放心的待在實驗室做研究，回到家還有老媽準備好熱騰騰的晚餐，遇到研究上的挫折，有充當心靈導師和研究顧問的老

爸，還有可以分享研究生甘苦的老哥，以及有個溫暖的被窩可以睡，消除在體力和心靈上的疲勞。還有最重要的是，有毓雯妳的支持與鼓勵，在電話那頭陪伴我渡過無數個孤寂的夜晚，因為有妳無怨無悔的付出，讓我更有動力向前。

這本論文整理了我這幾年在這研究路上的點點滴滴，仍有許多不完備請各位見諒，謹獻給在這路上的前輩後進，希望對於在路上的夥伴有所幫助。研究及學習之路是無止境的，博士學位的獲得也只是進入博士之門的開始，要能對於國家社會有所貢獻，才不枉費國家的栽培，以及博士這個沉重的頭銜～與大家共勉。



目錄

中文摘要.....	I
Abstract.....	II
誌謝.....	III
目錄.....	VI
表目錄.....	VIII
圖目錄.....	IX
第一章 前言.....	1
1-1 研究動機.....	1
1-2 相關研究.....	2
1-2-1 連續流式流體平台.....	3
1-2-2 數位流式流體平台.....	6
1-3 研究目標.....	12
1-4 文章架構.....	13
第二章 高分子基板上以電濕潤驅動液珠的可行性評估.....	14
2-1 材料的選用.....	14
2-1-1 選用考量.....	14
2-1-2 製程測試.....	16
2-1-3 元件及材料測試.....	19
2-2 元件設計與製作.....	22
2-2-1 長行程 2-D EWOD 元件設計.....	22
2-2-2 可撓式 EWOD 元件製程與結果.....	23
2-3 實驗結果與分析.....	24
2-3-1 實驗架設.....	24
2-3-2 傾斜測試結果.....	27
2-3-3 理論分析.....	29
2-3-4 曲面測試結果.....	32
2-4 結論.....	32
第三章 新式在開放表面以非對稱電濕潤輸送液珠之方法.....	33
3-1 文獻回顧.....	33
3-2 原理與分析.....	35

3-2-1 非對稱電濕潤現象.....	35
3-2-2 共平面電極接觸角量測.....	37
3-2-3 共平面電極驅動測試.....	38
3-2-4 理論分析.....	41
3-3 元件設計與測試分析.....	43
3-3-1 單向輸送元件之設計.....	43
3-3-2 單向液珠輸送測試.....	44
3-3-3 元件驅動力計算.....	46
3-4 其他溶液與材料的測試.....	49
3-4-1 電解質水溶液的電濕潤實驗.....	49
3-4-2 以 Parylene 為絕緣層的單向液珠輸送測試.....	50
3-5 結論.....	51
第四章 數位流體界面之設計.....	52
4-1 界面設計與製程分析.....	52
4-1-1 設計考量.....	52
4-1-2 概念設計.....	52
4-1-3 製程測試與分析.....	54
4-2 可行性測試.....	57
4-2-1 實驗架設.....	57
4-2-2 間隙測試結果.....	63
4-2-3 界面輸送測試.....	65
4-3 模組設計製造與測試.....	66
4-3-1 基礎模組之設計與製造.....	66
4-3-2 可撓式模組之設計與製造.....	69
4-3-3 連接器模組之設計與製造.....	70
4-3-4 組合測試—環形流體平台.....	71
4-4 結論.....	74
第五章 總結.....	75
5-1 研究結論.....	75
5-2 未來方向.....	76
參考資料.....	77
論文著作.....	85

表目錄

表 1-1 電濕潤實驗使用材料表	9
表 1-2 EWOD 元件使用材料表	10
表 1-3 EWOD 元件可操作之流體及其性質表	11
表 2-1 ITO PET 基板材料性質表	14
表 2-2 常見低溫製程的絕緣材料比較表	15
表 2-3 SU-8 與 Teflon [®] AF 1600 材料特性表	16
表 2-4 製程中常用之化學藥品及其功能列表	16
表 2-5 光阻製程測試參數表	17
表 2-6 MicroChem SU-8 光阻資料表	19
表 2-7 A.A. Lab systems A-303 訊號放大器規格表	25
表 2-8 橫尾科技 CCM-080-17-FRC 夾式連接器規格表	25
表 2-9 理論模型之參數	31
表 3-1 Phantom v7 高速攝影機規格	40
表 4-1 NI USB-6008 資料擷取卡規格表	58
表 4-2 Fujitsu Takamisawa SY-5-K 繼電器規格表	59

圖目錄

圖 1-1 完全整合的連續流式生物晶片	3
圖 1-2 商業化之連續流式流體平台	4
圖 1-3 連續流式流體連接器	5
圖 1-4 市售模組化之連續流式流體平台	5
圖 1-5 電濕潤實驗示意圖	6
圖 1-6 1-D EWOD 流體平台及其四種基本操作	7
圖 1-7 2-D EWOD 流體平台及其四種基本操作	8
圖 1-8 整合式數位流體晶片	8
圖 1-9 環形數位流體平台及其應用	13
圖 2-1 兩種正光阻製程的測試結果	18
圖 2-2 ITO 蝕刻與 SU-8 製程的測試結果	19
圖 2-3 初步測試元件的結構示意圖	20
圖 2-4 直流與交流電驅動液珠的結果	20
圖 2-5 SU-8 線性升降壓電濕潤實驗結果	21
圖 2-7 長行程 2-D EWOD 元件設計示意圖	22
圖 2-8 可撓式 EWOD 元件製程與結果	23
圖 2-9 電源供應與訊號控制的架設	24
圖 2-10 傾斜平台與曲面治具	26
圖 2-11 傾斜與曲面實驗架設圖	26
圖 2-12 傾斜測試結果	27
圖 2-13 傾斜測試力分析圖	27
圖 2-14 接觸角遲滯量測結果	28
圖 2-15 施加電壓下液珠輪廓圖	29
圖 2-17 傾斜測試結果與遲滯阻力模型比較圖	31
圖 2-18 曲面測試結果	32
圖 3-1 長條狀共平面電極示意圖	33
圖 3-2 方形共平面電極示意圖	34
圖 3-3 可撓式共平面電極元件	34
圖 3-4 非對稱電溼潤現象	35
圖 3-5 SU-8 結構與其高分子聚合反應	36
圖 3-6 共平面電極接觸角量測實驗架設	37
圖 3-7 共平面電極接觸角量測結果	38
圖 3-8 共平面電極驅動結果	39
圖 3-9 高速攝影機拍攝液珠振盪的連續照片	39

圖 3-10 液珠位移與方波振幅關係圖	41
圖 3-11 共平面方形電極電路及表面張力分析圖	41
圖 3-11 凸字形元件設計	43
圖 3-13 液珠的三種運動狀態	44
圖 3-14 液珠三種運動狀態的操作區間	45
圖 3-15 液珠連續移動的影片	46
圖 3-16 電極外型設計	47
圖 3-17 通電後液珠的輪廓圖	47
圖 3-18 第一類電極液珠相對位置與輸出力關係圖	48
圖 3-19 第二類電極液珠相對位置與輸出力關係圖	49
圖 3-20 不同電解質破壞 SU-8 後的照片	50
圖 3-21 以 Parylene 為絕緣層液珠振盪的情形	51
圖 4-1 數位流體界面之概念性設計	53
圖 4-2 兩種切割方法示意圖	54
圖 4-3 精密垂直切割台	55
圖 4-4 兩種切割方法切口照片	55
圖 4-5 兩種切割方法切口輪廓 SEM 照片	56
圖 4-6 間隙測試示意圖	57
圖 4-7 電腦控制架構示意圖	57
圖 4-8 繼電器板照片	58
圖 4-9 控制程式—DAQ 層的顯示面板及程式方塊圖	60
圖 4-10 控制程式—面板層的顯示面板及程式方塊圖	61
圖 4-12 控制程式—自控層之電極循環控制程式	62
圖 4-13 液珠未通過間隙之影片	63
圖 4-14 液珠通過間隙之影片	64
圖 4-15 間隙測試結果	64
圖 4-16 界面輸送測試結果	65
圖 4-17 基礎模組設計示意圖	67
圖 4-18 兩種貫孔方式測試的結果照片	67
圖 4-19 PCB 墊片改進設計的結果照片	68
圖 4-20 基礎模組製作完成的結果照片	68
圖 4-21 可撓式模組設計示意圖	69
圖 4-22 墊片框設計及製作結果	70
圖 4-23 連接器模組操作示意圖	70
圖 4-24 環形流體平台示意圖	71
圖 4-25 液珠在流體界面振盪的觀測影片	72
圖 4-26 基礎模組右側流體界面的控制時序圖	72
圖 4-27 模組化環形平台的測試	73



第一章 前言

1-1 研究動機

近年來，隨著醫療保健的快速發展，以及出生率降低的問題，台灣人口高齡化的傾向越趨明顯。根據經建會人力規劃處 2006 年的預估[1]，在 2012 年以後 65 歲以上老年人口將以超過 2% 的速度快速成長；而到 2050 年的時候，將會接近 700 萬人，佔台灣總人口的 36.72%，扶養比更會從現在的 13.85% 快速上升到 66.25%，也就是平均三名勞動年齡人口將扶養兩名老年人。因此，如何以較少的人力，滿足老年人的安養、照護、醫療的需求，尤其是獨居老人的問題，將會是台灣未來要面對的挑戰。

遠距居家照護 (telehomecare) 是一種利用資訊與電信技術，使得在家中的老年人士、慢性病患、身心復健人士等，可以獲得遠端醫療人員或其他專業人士的協助，進行促進健康的一種活動[2]，如此便能以較少的人力，照顧多數的病患。由於無線通訊技術快速的發展，無線區域網路 (Wi-Fi)、第三代行動通訊 (3G)、藍芽 (Bluetooth) 等技術已經發展成熟，逐步應用在行動通訊裝置上，不單單是語音功能，影像傳輸、數據通訊、以及衛星定位等，都可以整合進單一裝置中。對於遠距居家照護來說，透過無線通訊的技術，更可提供行動化的照護服務，讓病人可以隨時獲得醫院的資源，或是讓醫護人員可以即時監控病人的狀態，在意外發生的當下，立刻提供適當的處理。例如，美國喬治亞醫學院和喬治亞技術學院合作研發的遠距醫療健康監測系統 (Electronic House Call system, EHC)，便能提供檢測血壓、脈搏、血糖等生理訊息，以及與醫護人員線上聽診與對談的機制[3]。另外在市場評估方面，根據工研院產業經濟與趨勢研究中心的預估，到 2010 年的時候，美國遠距監測市場將成長至 2.6 億美元；歐洲市場則將達 3.53 億美元，而台灣遠距照顧市場規模 (含器材與服務費)，樂觀推估將達 31 億新台幣[4]。而且，行政院主導的 M-Taiwan 計畫，已將遠距醫療照顧服務列為 2008 年新興的服務產業之一。

在遠距居家照護的技術發展方面，除了資訊與電信技術之外，還需發展定點/重點照護 (Point-of-Care, POC) 技術，提供可攜帶的照護設備與器材，可以在病患身旁進行

照護[5,6]，例如桌上型血液生化檢驗儀、可攜式血糖監測器，或是腕式無線生理監視器。微機電系統 (MicroElectroMechanical System, MEMS)，有著體積小、整合度高、成本低、高性能、低耗能等優勢，很適合發展行動式醫療儀器。實驗室晶片 (Lab On a Chip, LOC) 和微全分析系統 (Micro Total Analysis System, μ TAS)，就是以這為目標發展的技術，可以整合生化感測器，進行檢體 (血液、尿液及分泌物等) 的分析，或是結合分子檢驗技術，偵測遺傳分子 (DNA 及 RNA) 的差異性來進行檢驗[7-9]。由於要將檢測所需的感測器與致動器，微小化後整合進微晶片上，讓整套檢體分析都在同一晶片上完成，微流體平台 (microfluidic platform) 扮演很重要的角色，尤其在高度整合的 LOC 或是 μ TAS 上，會有許多的檢測程序要進行，不但要能夠傳送檢體及反應試劑、促進檢測反應的進行、送到各式感測器進行量測，以及最後要回收殘餘物。因此，開發更簡單的流體平台、更低廉的價格，和更輕巧的體積，提供低價而高性能的行動式醫療儀器，滿足將來遠端居家照護的需求，是刻不容緩的事。

1-2 相關研究

早在 1970 年左右，開始有研究團隊以微製造技術 (microfabrication technologies) 發展微流體元件 (microfluidic devices) [10]，主要是史丹佛大學的團隊，在矽晶片上開發氣相色層分析儀[11]，以及 IBM 團隊開發的噴墨印表機噴頭[12]，後來微流體相關研究才開始受到廣泛地注意，單一的流體元件陸續被開發出來，像是微流道[13]、微幫浦[14]、微閥門[15]及微混合器[16]等。近年來，高度整合的微流體平台紛紛出現，將多種流體元件整合進單一的晶片，或是集合進單一的模組，進行生化 (biological and chemical analysis)、免疫 (immunoassay)，以及分子檢驗 (molecular analysis) [17]。

微流體平台以流體流動的形式，可分為下列兩大類：(1)流體被限制在封閉管路中，不間斷流動的連續流式 (continuous flow)，及(2)流體被切割成一顆顆獨立的液珠，可單獨移動的數位流式 (digital microfluidics)。接下來，將先後針對兩種形式的流體平台做介紹。

1-2-1 連續流式流體平台

為了達到操控流體的目的，最直觀的作法就是將傳統的流體元件：流道、幫浦、閥門及混合器等，微小化之後整合在一起，藉由管路設計及流體元件的控制，達到操控流體的目的。例如，2004 年 Motorola 的團隊提出了完全整合的高分子生物晶片（參考下圖 1-1）[18]，不需額外的流體壓力源、儲存槽、幫浦及閥門，可獨立進行致病細菌（pathogenic bacteria），以及單核苷酸多態性（Single-Nucleotide Polymorphism, SNP）的分析。隔年，密西根大學的團隊提出應用在流行性感冒和基因分析用的晶片[19]，整合了加熱器、溫度感測器、定位閥門和反應器，利用外接的氣壓幫浦打氣，推動晶片內的流體，再配合晶片上的閥門，可以控制流體進行蛋白酶鏈鎖反應（Polymerase Chain Reaction, PCR），以及電泳分離（Electrophoresis）。

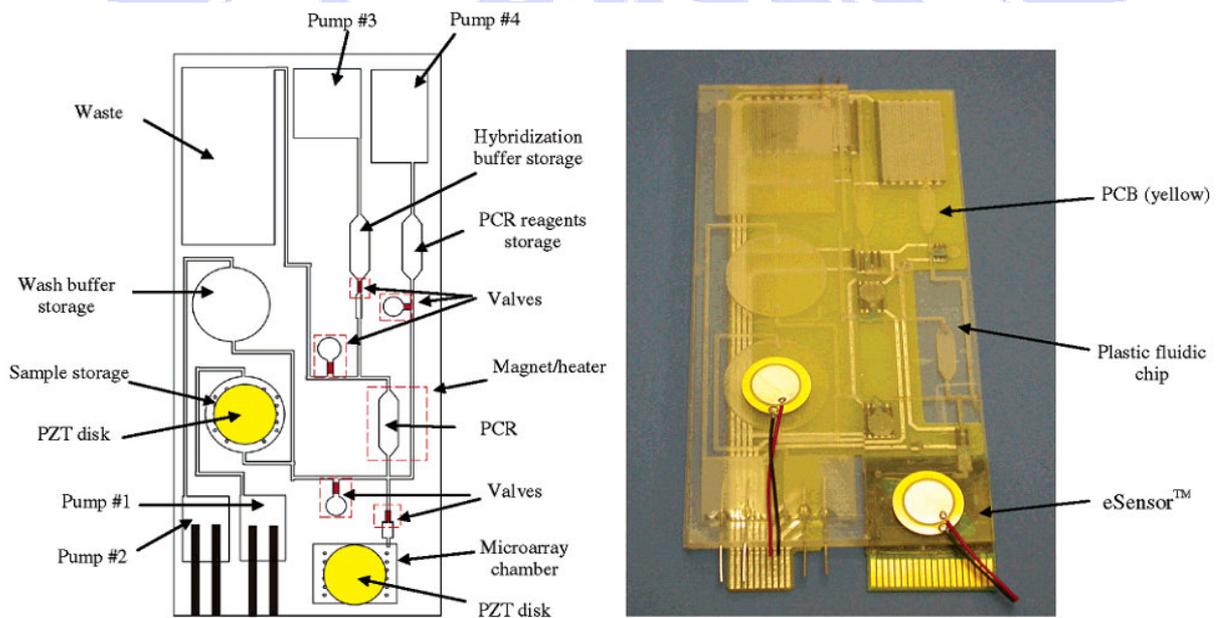


圖 1-1 完全整合的連續流式生物晶片[18]

在市場上也陸續出現流體平台的產品。量測儀器大廠安捷倫（Agilent）推出高性能液相層析晶片（High Performance Liquid Chromatography Chip, HPLC-Chip）[20]，參考下圖 1-2(a)，可搭配液相層析儀及液相層析質譜儀（Agilent 1200 Series HPLC-Chip/MS system）進行分析，以及生化分析儀（Agilent 2100 Bioanalyzer）[21]，可搭配不同的套件進行 DNA、RNA、蛋白質和細胞的分析。而在台灣，2001 年才成立的洄藝科技(Agnitio

Science & Technology)，擁有 BioIC™ (如圖 1-2(b)) 卡夾式流體平台[22]，可用於臨床即時的檢測，例如尿液或唾液代謝物等的檢測。

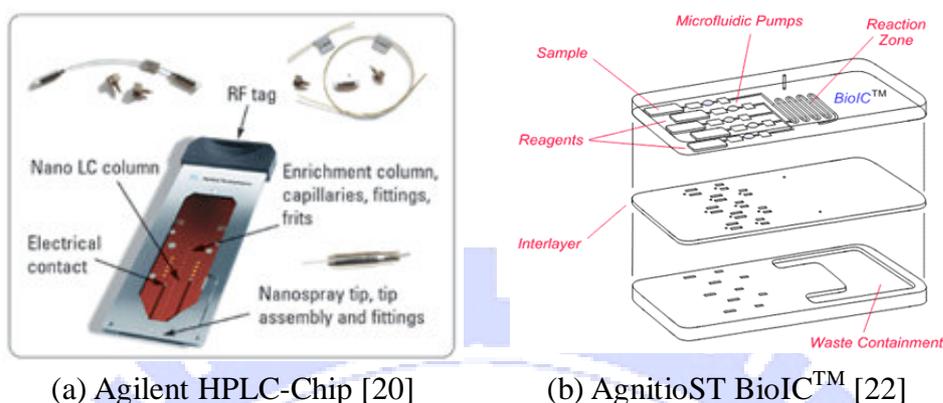


圖 1-2 商業化之連續流式流體平台

此類連續流式的流體平台，在封裝上需特別注意：(1)要能提供良好的密封，防止流體的洩漏，尤其是有加熱器加溫及幫浦加壓輸送流體的環境下，對於封裝的挑戰更是嚴苛；(2)減少管路中無效空間 (dead volume)，以免造成的檢體浪費，及增加交互污染的機會；(3)高度整合所遭遇到製程整合、結構設計、材料相容性上的挑戰，也會間接造成封裝困難度的提高，以及無效空間的增加。

因此，除了將元件都整合進單一晶片的流體平台之外，另一種方式是將元件模組化。藉由模組的搭配，可以組合出以目標為導向，而且具有必要元件的平台，達到彈性及經濟的好處，在功能的擴充和維修的更換上面，也更為方便快捷。如此，便能減少單一晶片 (模組) 的複雜度，而且在材料的選用上，也能更多樣化以符合需求，降低整體的成本。

在過去幾年，為了注入流體進入微晶片中，各式的連接器陸續被開發出來[23]，包括有管路直接與晶片接合的水井式 (wells)、整合互連器於元件上的整合式 (integrated interconnects)，管路 (capillary) 可施壓插入完成接合[24] (參考下圖 1-3(a))，以及具有額外連接模組的模組式 (modular interface)，藉由固定管路 (silicone tube) 和導線 (lead spring) 於模組上，流體通道與電子訊號可同時連接[25] (參考下圖 1-3(b))。而在模組化的流體平台，模組之間便是藉由連接器的設計，使工作流體互相傳遞。與流體平台相似，用於流體模組的連接器也要能提供：良好的密封、少量的無效空間，以及結構簡單。

另外，還要能重複使用，和可靠度高。

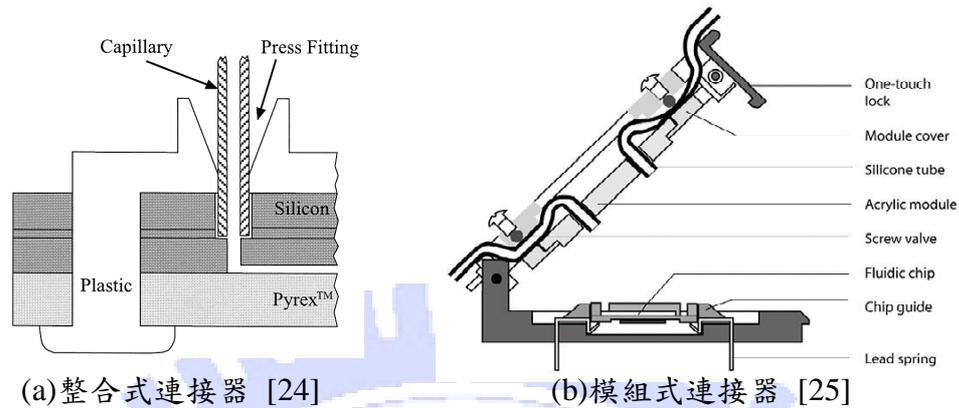
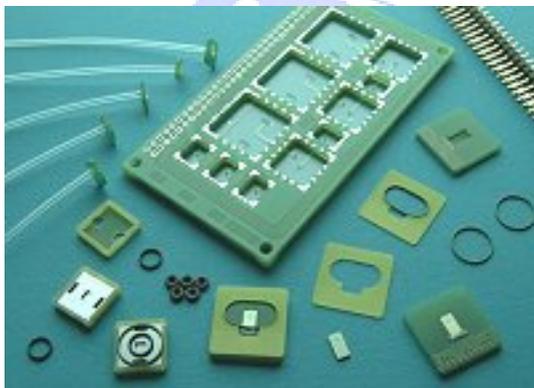
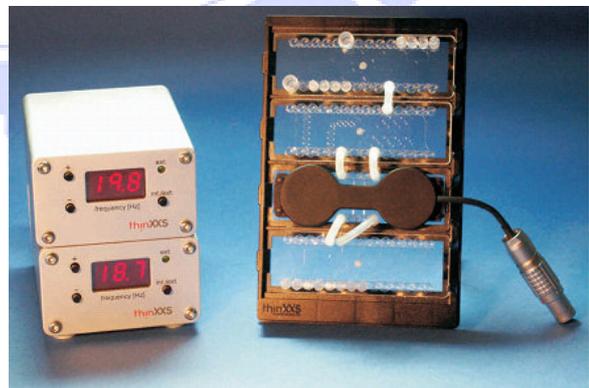


圖 1-3 連續流式流體連接器

在市面上也已經有模組化流體平台的產品。像是 LioniX 公司推出 MATAS (Modular Assembly Technology for microTAS) [26]，基板 (base plate) 為玻璃、矽，或不銹鋼材質，上面製作有 $10\ \mu\text{m}$ 到 $1\ \text{mm}$ 的微流道；模組則有微反應器、微混合器、流速感測器、壓力感測器，或是生化感測器等供選擇，並配合 O-ring 與基板密封，參考下圖 1-4(a)。最後，基板與模組固定在印刷電路板上，提供電路來處理資料與模組的控制。另一家公司 thinXXS，則是提供微流體套件 (Construction!Kit) [27]，包括可拋棄式的高分子的載片：混合器載片 (snake mixer slides)、分離器載片 (fluid splitter slides)，以及雙幫浦載片 (twin pump slide) 等。使用時，將載片安裝於載片台 (microplate assembly platform) 上，載片之間以連接器配合流體插頭 (plug) 與管路 (tubing) 連接，再以控制器控制幫浦輸送微量流體，如下圖 1-4(b) 所示。



(a) LioniX MATAS [26]



(b) thinXXS Construction!Kit [27]

圖 1-4 市售模組化之連續流式流體平台

1-2-2 數位流式流體平台

有別於前面所提到操控連續流體的平台，另一種方式是將流體切割成一顆顆獨立的液珠，藉由電濕潤效應 (electrowetting effect) 改變液珠部分區域的表面張力，使得液珠周圍的表面張力不平衡，進而讓表面張力推動液珠，達到控制流體的目的。這種方法的特色就是：(1)不需要封閉的流道，限制流體的範圍；(2)可程式控制，彈性規劃流體輸送路徑；(3)沒有可動零件 (moving parts) 的幫浦或閥門，一樣可以操控流體運動，以及(4)節省樣本流體，不會浪費在管道之中。

電濕潤效應最早是由 Lippmann 在 1875 年發現[28]，在玻璃管中的電解質溶液與水銀的界面，外加電場之後，其界面高度會被外加電場所影響，也就是電場會改變界面能的平衡狀態，使得液面高度改變，當年被稱作電毛细管現象 (electrocapillary)。而在 1981 年的時候，Geni 和 Hackwood [29]利用這原理設計顯示器，並命名為電濕潤效應。之後的研究，除了應用在顯示器方面外，還可以應用在電子紙[30]、變焦透鏡[31]、微馬達[32]、微幫浦[33]，以及數位流體平台上[34]。

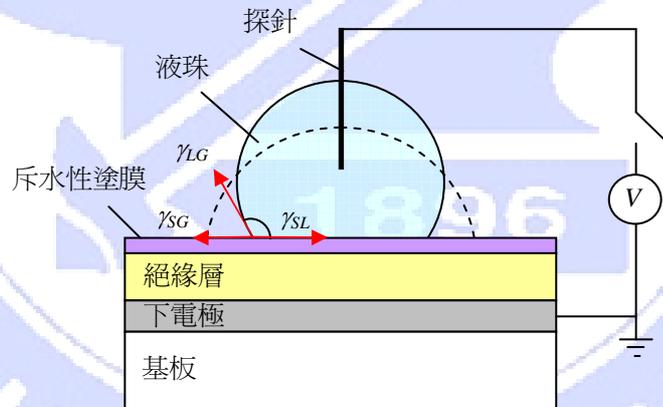


圖 1-5 電濕潤實驗示意圖

根據 Lippman 所提出的理論，當外加電場於電解質溶液與水銀界面上的時候，電荷會累積在界面上的電雙層中（電解質溶液與水銀之間會形成電雙層，巨觀來看可視作一電容），使得界面能降低，而界面能跟施加電場的關係如下列公式：

$$\gamma = \gamma_{\max} - \frac{1}{2}cV^2 \quad (1-1)$$

其中 γ 是界面能， γ_{\max} 是最大的界面能， c 是電雙層的比電容係數， V 是外加的電場。針

對上圖 1-5 的實驗，若施加電場於液珠與下電極上，電荷會堆積在絕緣層的兩側，這會使得固體（斥水性塗膜）－液體（液珠）間的界面能改變，又液珠底部與固體接觸的三相線上界面能（ γ_{SG} ：固氣界面能； γ_{SL} ：固液界面能； γ_{LG} ：液氣界面能）的平衡關係為：

$$\cos\theta = \frac{\gamma_{SG} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LG}} \quad (1-2)$$

其中 θ 是液珠接觸角。將公式 (1-1) 代入公式 (1-2) 可得到外加電場 V 下，液珠接觸角 θ_v 為：

$$\cos\theta_v = \cos\theta_0 = \frac{1}{2} \frac{c}{\gamma_{LG}} V^2 \quad (1-3)$$

在 2000 年的時候，杜克大學的團隊首次應用電濕潤效應來驅動液珠，提出新式的流體平台設計，並稱這類的流體平台為數位微流體 (digital microfluidics) [34]。其設計如下圖 1-6(a)所示，主要由上下兩平板，中間夾著墊片 (spacer)，組成的三明治結構，使中間形成一個空間，讓液珠在該空間中運動。下板上有一排控制電極 (control electrode)，並用絕緣材料覆蓋保護該電極，避免接觸到流體導致電解效應的發生，最後塗上斥水性塗膜，防止水溶液附著。而上板整片覆蓋著接地電極 (ground electrode)，一樣塗佈上斥水性塗膜。

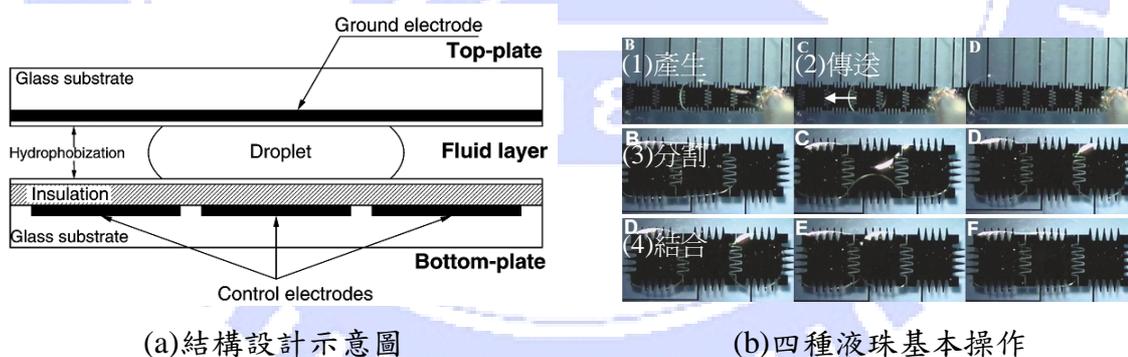


圖 1-6 1-D EWOD 流體平台及其四種基本操作[35]

驅動液珠的時候，單獨施加電壓於下板的控制電極，使電極上方與液珠接觸的表面，由原來互相排斥的斥水現象，變成親水的狀態。若使液珠左右兩端的表面張力不平衡，則液珠會被表面張力推動，朝向較為親水的一端，直到兩端的表面張力再度回到平衡狀態。這樣的設計又被稱為介電層上的電濕潤效應 (ElectroWetting On Dielectric, EWOD)，由於只有一排電極的設計，僅能控制液珠一個軸向的移動，又稱之為 1-D

EWOD。除了控制液珠的移動之外，藉由同時控制鄰近的數個電極，可以達到產生、傳送、分割及結合液珠的功能[35-36]，參考上圖 1-6(b)。

2002 年的時候，加州大學洛杉磯分校的團隊，設計出可控制液珠二維運動的元件 (2-D EWOD，參考下圖 1-7(a)) [37]，分別在上下板製作出長條狀的電極，讓上下板上的長條狀電極，互相垂直排列，藉由分別控制上下電極間的電位，不但一樣可以有四種基本操作 (下圖 1-7(b))，還可以單獨操控兩顆液珠在平面上移動。隔年，又提出以垂直導電彈性連接器 (vertically conductive elastomeric connector)，進行壓力接觸式封裝，並配合控制電路，可利用 PDA 遙控流體平台，實作出可攜式數位流體平台[38]。

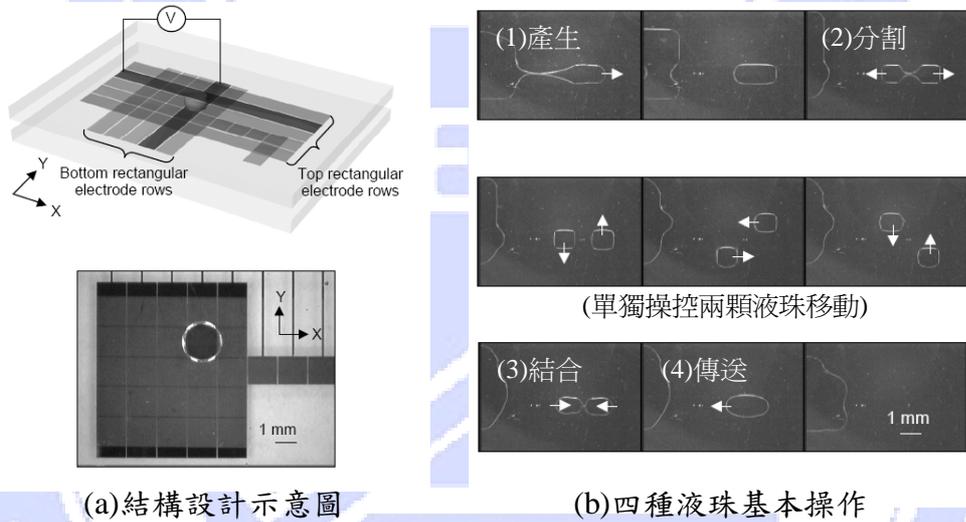


圖 1-7 2-D EWOD 流體平台及其四種基本操作[38]

2004 年，杜克大學的團隊進一步提出，整合型可自行規劃路徑的數位微流體晶片 [39]，整合光學感測器，可分析人的生理流體，並測試數種生理流體的輸送，包括全血、血清、血漿、尿液、唾液、汗水跟淚水，均能在這晶片上順利的移動。

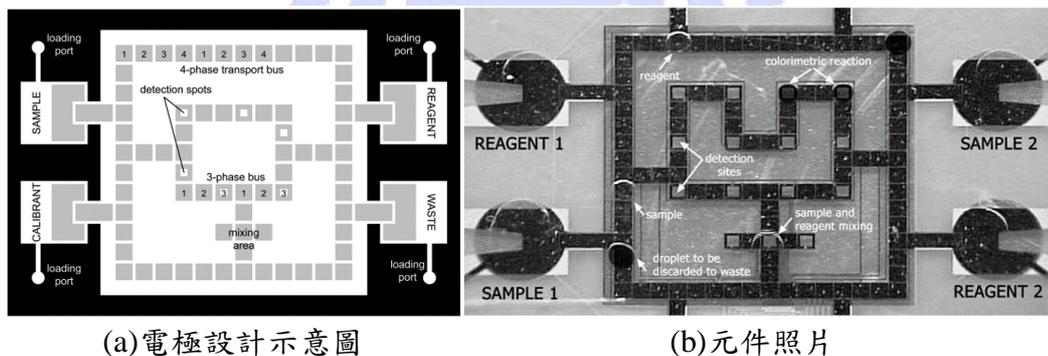


圖 1-8 整合式數位流體晶片[39]

晶片的設計方面，由於電極數目很多，為了減少接觸窗（contact pad）的數量，他們提出多相匯流排（multi-phase bus）的設計，將每間隔 $n-1$ 的電極相互連接，則會有 n 組電極群，對應到 n 個接觸窗接受外部的控制訊號，可分別對這 n 組電極群單獨控制，就會有 n 個相位的控制訊號，這樣的接法則稱為 n 相匯流排（ n -phase bus）。參考上圖 1-8(a) 中央的小迴圈，是三相匯流排（3-phase bus）的設計，而外側的大迴圈，則是四相匯流排（4-phase transport bus）。最後做出來的晶片如圖 1-8(b) 所示，檢體（sample）與試劑（reagent），從儲存槽由大迴圈帶入晶片，在大小迴圈間的混合區混合後，進入小迴圈的感測點（detection sites）進行量測。

至於電濕潤實驗材料的選擇方面，過去的二十幾年來，有許多研究團隊針對絕緣層材料進行研究，參考下表 1-1。一般常見的高分子材料，聚乙烯（PolyEthylene，PE）、聚四氟乙烯（Polytetrafluoroethylene，PTFE），以及聚對苯二甲酸乙酯（Polyethylene Terephthalate，PET），除了鐵氟龍（Teflon）類的 PTFE 之外，單在 PE 跟 PET 的表面進行實驗，表面親斥水的反轉性（reversibility）不佳，一但施加電壓使表面特性變成親水後，放掉電壓表面依然是親水的狀態[40,42]。因此後來的研究，就在絕緣層材料：聚對二甲苯（Parylene），及聚亞醯胺（Polyimide）上塗佈 Teflon [43,44]，或是直接使用 Teflon [45]、自組分子薄膜（Self-Assembled Monolayers，SAMs）[46]當絕緣材料，使表面具有斥水特性，達到較好的反轉性。另外，電極的材料方面，不論是金、金屬板、不銹鋼、ITO（Indium Tin Oxide）或是鋁，影響似乎不大，只要是能夠導電的材料即可。

表 1-1 電濕潤實驗使用材料表

基板	電極	絕緣層	斥水性塗層	參考資料
	金屬板	PE		1980 [40]
矽載片	金			1981 [29]
不銹鋼片		PTFE		1993 [41]
		PET		1996 [42]
玻璃		Parylene or Polyimide	Teflon [®] AF	1998 [43]
矽晶片	鋁	Parylene	Teflon [®] AF	1999 [44]
ITO 玻璃			Teflon [®] AF	2001 [45]
矽晶片	金		SAMs	2004 [46]

而對於製作 EWOD 元件的材料方面，各研究團隊使用的材料整理如下表 1-2。由於為了便於觀察液珠的運動，或是預留將來可整合光學感測元件，進行樣本的檢測，不管是 1-D 還是 2-D 的 EWOD 元件，都是做在玻璃基板上，而且上板的接地電極也都是採用透明導電的 ITO。絕緣層材料方面：二氧化矽，一般都是用電漿輔助化學氣相沉積 (Plasma-Enhanced Chemical Vapor Deposition, PECVD) 系統製作，有著低溫 (250°C 左右)、沉積速率高及均勻性佳等優點，所以被廣泛的使用。另一種材料：Parylene，是一種高分子材料，具有抗酸鹼、質地均勻、透明絕緣、氣密，以及低的機械應力[47]，而且可以在常溫下沉積，因此也是被廣泛的使用。斥水性塗膜方面，主要都是採用含氟的聚合物 (fluoropolymer) — 具有極低的表面能，旋塗在晶片上以獲得斥水性的表面。Teflon® AF 是杜邦公司的產品；而 Cytop™ 則是旭硝子株式會社 (Asahi Glass Co., Ltd.)。

表 1-2 EWOD 元件使用材料表

基板	控制電極	接地電極	絕緣層	斥水性塗膜	元件類型	參考資料
玻璃	鉻	ITO	Parylene	Teflon® AF	1-D	2000 [34]
玻璃	白金	ITO	二氧化矽、 Parylene	Teflon® AF	1-D	2002 [48]
玻璃	ITO or 金	ITO	二氧化矽	Teflon® AF	2-D	2003 [38]
玻璃	金 (共平面電極)		二氧化矽	Cytop™	1-D	2006 [49]
玻璃	金	ITO	Parylene or 二氧化矽	Teflon® AF	1-D	2006 [50]

由上表 1-2，目前在玻璃基板上要操控液珠，進行 1-D 及 2-D 的運動已經不是問題，但是如果想要操控液珠進行 3-D 的運動的話，那就會有所限制。因此，如果可以將 EWOD 元件製作在聚合物基板上，利用可彎曲的特性，便可使液珠進行 3-D 的運動。這樣的觀念，我們首次在 2005 年的時候提出[51]，以雙板三明治結構的設計，驅動液珠在曲面上的移動。隨後在 2007 年的時候，多倫多大學的研究團隊也提出相同的概念[52]，以單板共平面電極的設計，展示液珠 3-D 的運動。

另外，在 EWOD 元件適用的流體方面，加州大學洛杉磯分校的研究團隊，針對 40 種流體進行研究，包括有機溶劑 (organic solvent)、水溶液 (solution)、界面活性劑 (aqueous surfactant)、鹽類溶液 (salt)，以及緩衝溶液 (buffer)，量測不同流體在電濕潤實驗中接

觸角的變化，以及 1-D EWOD 驅動的情形，參考下表 1-3。而杜克大學的研究團隊，則是針對人類的 7 種生理流體（全血、血清、血漿、尿液、唾液、汗水，以及淚液）進行研究，在元件上下板間填充矽油的環境下，測試液珠移動 40 分鐘將近 2.5 萬次的操作。

表 1-3 EWOD 元件可操作之流體及其性質表

流體	偶極 (D)	介電常數	導電度 (S/m)	表面張力 (mN/m)	接觸角變化 (度)	可否移動
Formamide	3.7	111	3.5×10^{-3}	57	16.1±0.4	可
Water	1.9	80.1	8.7×10^{-4}	72	30.0±0	可
Formic acid	1.4	51.1	7×10^{-3}	37	26.3±2	可
Dimethylsulfoxide	4	47.2	3×10^{-5}	43	15.3±0.3	可
Dimethylformamide	3.8	38.3	3.2×10^{-5}	37	6.9±2	可
Acetonitrile	3.9	36.6	1.9×10^{-5}	29	9.8±0.6	可
Methanol	1.7	33	1.7×10^{-4}	22	9.8±1	可
Ethanol	1.7	25.3	7.4×10^{-5}	22	10.5±0.7	可
Actone	2.9	21	5×10^{-7}	23	6.4±0.2	可
Piperidine	1.2	4.3	1×10^{-5}	29	8.9±0.6	可
1-Pentanol	1.7	15.1	8×10^{-7}	25	12.8±0.8	尚可
1-Hexanol	1.8	13	1.6×10^{-5}	26	14.6±0.7	尚可
Dichloromethane	1.6	8.9	1×10^{-7}	27	3.7±0.6	尚可
Dibromomethane	1.4	7.8	2.6×10^{-6}	39	7.3±1	尚可
Tetrahydrofuran	1.6	7.5	5×10^{-8}	26	4.9±0.9	尚可
m-Dichlorobenzene	1.7	5		35	0.1±0.1	尚可
Chloroform	1	4.8	7×10^{-8}	27	0.5±0.4	尚可
65% Toluene, 35% 1-hexanol	1.1	3.7	3×10^{-8}	28	6.1±3	尚可
70% Toluene, 30% 1-hexanol	1	3.4		28	0.3±0.3	尚可
4-Methyl-3-heptanol	1.23	3.3		25	0.1±0.3	尚可
75% Toluene, 25% 1-hexanol	0.9	3.1		28	0.0±0.2	尚可
4.7 mM tetra(n-butyl)ammonium tetrafluoroborate in toluene		2.3	1.8×10^{-7}	28	5.6±0.6	尚可
80% Toluene, 20% 1-hexanol	0.8	2.9		28	0.1±0.3	不可
4-Methy-4-heptanol		2.9		25	0.2±0.2	不可
Toluene	0.4	2.4	8×10^{-14}	28	0.2±0.4	不可
Carbon tetrachloride	0	2.2	4×10^{-16}	26	1.0±0.0	不可
Cyclohexane	0	2	7×10^{-16}	25	0.2±0.5	不可
Decane	0	1.8		23	0.5±0.6	不可
p-Dichlorobenzene dissolved in toluene		1.5				不可

1% sodium dodecyl sulfate (>cmc)					30.6±3	可
0.1% sodium dodecyl sulfate (<cmc)					25.7±2	可
0.5% Triton X-100 (>cmc)					29.1±3	可
0.005% Triton X-100 (<cmc)					21.0±3	可
1 mM HEPES					25.0±5	可
1 mM CHES					23.3±2	可
100 mM potassium chloride					22.0±2	可
100 mM sodium phosphate					22.2±2	可
100 mM sodium borate					22.3±2	可
[bmim]BF ₄					28.0±4	可
[bmim]PF ₆					26.3±1	可
Human liquid, whole blood				n/a		可
Human liquid, serum				n/a		可
Human liquid, plasma				n/a		可
Human liquid, urine				n/a		可
Human liquid, saliva				n/a		可
Human liquid, sweat				n/a		可
Human liquid, tears				n/a		可

資料來源：[39,50]

1-3 研究目標

本研究的目標就是發展在聚合物基板上的數位流體平台，將一般常用於數位流體平台的 ITO 玻璃基板，換成 ITO PET 基板（PET 片上面沉積 ITO 薄膜）。ITO PET 基板有著聚合物的可撓性、也是透明的材料、價格低廉（NT\$700/m²）、製程簡單，以及可以有許多變化的外形，用來製作數位流體平台，除了可以保有原來的特性（透明導電），還多了聚合物的可撓性，可以依照需求彎曲，使液珠可以進行 3-D 的運動。除此之外，由於高分子材料加工容易，可以很輕易的改變外形，使流體平台不再限制於方形，可依使用環境調整，更符合使用者的需求。

而本研究的遠程目標，就是要開發一種環形的數位流體平台，如下圖 1-9(a)所示。具有雙層板設計的 EWOD 元件，用來操控液珠進行樣本流體的檢測，以及單板設計的 EWOD 元件，用來注入液珠。期望將來可以整合進腕式生理監視器中，參考下圖 1-9(b)，

提供即時的身體狀況監測，再配合具有無線通訊技術的遠距醫療健康監測系統，讓醫院內的醫護人員，可以隨時照顧到院外的病人，或是家中的獨居老人。

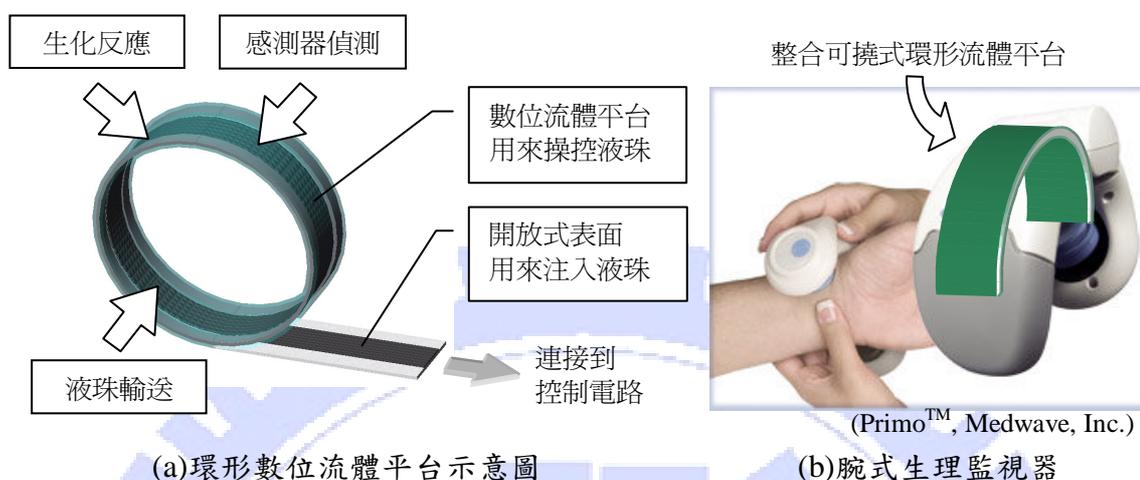


圖 1-9 環形數位流體平台及其應用

1-4 文章架構

本章中已經介紹過數位流體及其原理，以及現今數位流體元件的發展，並提出本研究的想法與目標。在下一章中，將會對於高分子基板，製作數位流體平台的可行性，進行評估、製作及測試可撓式的數位流體平台，驗證以彎曲的基板達到液珠 3-D 運動的構想。第三章會提出在開放平面上，新式輸送液珠的方法，期望將來能整合進流體平台，並將針對這方法進行原理的探討、理論的分析，以及性能的測試。而在第四章中，將提出數位流體界面的設計，提供流體平台模組化的參考，並試著組合出模組化的環形流體平台，進行液珠 3-D 運動的展示。最後第五章，會對於可撓式數位流體平台、新式開放平面上輸送液珠的方法，以及模組化數位流體平台，作一個總結並提出未來發展方向。

第二章 高分子基板上以電濕潤驅動液珠的可行性評估

2-1 材料的選用

有別於先前的研究團隊用 ITO 玻璃為基板，為了要在 ITO PET 基板上製作 EWOD 元件（稱之為可撓式 EWOD 元件），首先得要選擇適合的材料，在製程上能與此基板相容，材料特性上也要能具有可彎曲且透明的特性，避免因彎曲而造成材料的損壞。接下來，將對材料的選擇與其製程進行討論，以及提出元件測試的結果。

2-1-1 選用考量

首先基板的部份，採用台灣卓韋光電 (Join-Well) 的 ITO PET 產品。其規格參考下表 2-1，由熱穩定性的資料來看，製程須控制在 150°C 以下，在化學藥品的抵抗上，一般半導體製程會用到的稀強酸、稀強鹼及有機溶劑影響很小。因此以微影製程來說，光阻烘烤的溫度在 90°C 左右，而光阻顯影液是弱鹼性的化學藥品，應該都不至於會對基板造成損壞。

表 2-1 ITO PET 基板材料性質表

材料性質	測試數據	測試方法
片電阻	100±10% Ω/□	四點探針
透明度	≥ 80%	透明度 550 nmT%
熱穩定性	≤ 1.1 R/Ro	150°C, 30 分鐘 60°C, 95% RH, 480 小時
附著抵抗	≤ 1.1 R/Ro	3M #810 3M Test
酸鹼抵抗	≤ 1.3 R/Ro	5% 氫氧化鈉, 24 小時 5% 氯化氫, 24 小時 乙醇, 24 小時 丙酮, 24 小時 甲苯, 24 小時
熱收縮率	≤ 0.5 MD% ≤ 0.5 TD%	150 °C, 30 分鐘
厚度	175 μm	測微器

(資料來源：卓韋光電)

絕緣層材料方面，參考下表 2-2，一般用來當作絕緣層材料的 PECVD 氮化矽及氧化矽，雖然在半導體製程來說算是低溫的，還具有著相當高的介電常數和介電強度，很適合用來製作低驅動電壓的 EWOD 元件[53]，但對於 ITO PET 基板來說，最低 200°C 仍屬於高溫的製程，而且這兩種都屬於是硬脆的材料，應用於可撓式的元件會較為不利，因此在材料的選擇上，偏向以高分子材料為主。

表 2-2 常見低溫製程的絕緣材料比較表

材料	製程溫度(°C)	介電常數	介電強度 (V/μm)	蝕刻製程	參考資料
PECVD 氮化矽	200 ~ 400	6 ~ 9	500	乾式	[54]
PECVD 氧化矽	200 ~ 400	4.1 ~ 4.9	300 ~ 600	乾、溼式	[54,55]
Parylene	室溫	2.65 ~ 3.15	216.5 ~ 275.6	乾式	[56,57]
Polyimide	100 ~ 350	2.9 ~ 3.5	> 2	乾、溼式	[58]
SU-8	65 ~ 150	3 ~ 4.5	> 40	溼式顯影	[59]

而上表高分子材料中，三種材料的介電常數都在 3 左右，而 Parylene 卻具有相當高的介電強度，而且又可以在室溫沉積，非常適合應用在可撓式 EWOD 元件中，惟獨在蝕刻製程上，須要使用乾式的離子蝕刻機台[57]，製程較為複雜。至於 Polyimide 則是主要應用在高溫的環境，其分解溫度 (decomposition temperature) 可高達 450~620 °C [58]，在上表高分子材料中，屬於相當耐高溫的材料 (Parylene : 290~410 °C [56]、SU-8 : 380 °C [59])，但在介電強度上則顯得比較不足。

SU-8 是一種環氧基的負型光阻 (epoxy-based negative photoresist)，具有較好的化學穩定性、透明度高、介電係數大，以及製程相容於一般微影製程，操作溫度低 (90°C 左右)，不須額外添購儀器，而且厚度選擇範圍廣，可塗佈薄到 1 μm 以下，也可以厚達 1 mm 以上[60]，已被廣泛的應用在微機電元件之中[61-63]。對於可撓式 EWOD 元件來說，以 SU-8 作為絕緣層材料，不但製程溫度適合，製程步驟也很簡單，可以大幅降低元件製作成本。這裡所採用的 SU-8 主要為 Gersteltec 公司的 GM-1040，厚度約在 0.8~5 μm 之間，相關材料特性，參考下表 2-3。

最後斥水性塗膜方面，與先前研究團隊一樣，採用杜邦公司的 Teflon® AF，由於 Teflon 本來就是高分子材料，斥水性非常的優異，經溶劑溶解後，可以直接旋塗在晶片

上，並且放在大氣中自然乾燥即可，不一定要加熱固化，便能輕易製作出斥水性的表面，製程簡單方便。這裡採用的是將杜邦原廠 6% 固溶率的 Teflon[®] AF 溶液 (601S1-100-6)，以 Fluorinert[™] Fluid FC-77 稀釋到 1%，以旋塗出極薄的 Teflon 斥水塗膜。其材料特性列於下表 2-3 中。

表 2-3 SU-8 與 Teflon[®] AF 1600 材料特性表

材料特性	SU-8	Teflon [®] AF 1600
楊氏係數 E (GPa)	4.02 ~ 4.95	1.6
蒲松比 ν	0.22	
玻璃轉化溫度 T_g (°C)	> 200	160±5
分解溫度 T_d (°C)	380	360
熱膨脹係數 α (ppm/°C)	21 ~ 52	80 ~ 100
折射率 n	1.575 ~ 1.8	1.31
介電常數 ϵ_r	3 ~ 4.5	1.927 ~ 1.934
介電強度 (V/μm)	> 40	21
表面能 γ (mN/m)		15.7

資料來源：MEMScyclopedia 及杜邦公司

2-1-2 製程測試

對於 ITO PET 基板的製程測試，可分做兩部份：(1) 常用化學藥品相容性測試，以及(2) 光阻與蝕刻製程測試。前者是測試在常用化學藥品的浸泡下，基板是否會遭到損壞；而後者是在經過光阻及 ITO 蝕刻製程後，觀察基板是否會受到影響。

表 2-4 製程中常用之化學藥品及其功能列表

化學藥品	功能
異丙醇 (IsoPropyl Alcohol, IPA)	清潔試片
丙酮 (Acetone, ACE)	清潔試片、去除光阻
正光阻顯影液 (FHD-5)	正光阻顯影
SU-8 顯影液 (Propylene Glycol monoMethyl Ether Acetate, PGMEA)	清潔試片、SU-8 顯影、 去除正光阻

上表 2-4 列出幾種常用的化學藥品：異丙醇性質溫和，親油也親水，適合用於試片的清潔，特別是高分子基板，比較不容易被侵蝕而損壞，又因為它的表面張力比水小 (18~23 mN/m) [64]，沸點也比水低 (82°C) [65]，常被拿來作為釋放結構 (release)，

取代水防止結構沾黏用[66]。丙酮性質較為強烈，一樣可以拿來清洗晶片，還可以拿來去除光阻（FH-6400、AZ-4620 及未曝光的 SU-8），但對於高分子材料會稍微侵蝕，例如雷射加工過的壓克力，在圖形的邊緣會產生裂痕。另外，正光阻顯影液 FHD-5 是 1.8~2.8% 的四甲基胺水（TetraMethyl Ammonium Hydroxide, TMAH）[67]，而 TMAH 也是一種矽的蝕刻液，因此顯影過久仍然會稍微侵蝕矽晶片，這輕微的蝕刻可以從去除光阻後，沖水時在矽晶片上出現光阻圖形的水痕觀察到。至於 SU-8 顯影液，它是一種很強的有機溶劑，透明無色但味道很重，會侵蝕較多的高分子材料，像是聚碳酸酯（Polycarbonate, PC），就會被侵蝕變成白色粉末狀；壓克力沾到也會有白化的現象。而且從 AZ-4620 的物質安全資料表[68]中得知，該光阻中有將近 60% 的成分是 PGMEA，也就是 SU-8 顯影液的主成分[69]，因此 SU-8 顯影液也會溶解 AZ-4620，可用做去除光阻用。另外，如果 AZ-4620 跟 SU-8 要互相堆疊，則 AZ-4620 應該要先塗佈，並硬烤去除大部份溶劑，再塗佈 SU-8 避免光阻間溶劑的互相干擾，或是 SU-8 先曝光硬化後再塗上 AZ-4620。最後，對於基板的相容性測試方面，是將基板分別浸泡上面四種化學藥品 10 分鐘，再觀察基板外觀有無明顯侵蝕的痕跡。經過測試，ITO PET 基板沒有明顯被這些化學藥品侵蝕的現象，因此在實驗過程中，可以使用這些藥品。

表 2-5 光阻製程測試參數表

	FH-6400 (1.7~1.9 μm)	AZ-4620 (7~8 μm)	稀釋的 SU-8 50 (2.5 μm)
製程參數	第一轉：1500 rpm，10 秒 第二轉：2500 rpm，25 秒 軟烤：90°C，3 分鐘 曝光：10 秒	第一轉：1500 rpm，10 秒 第二轉：2500 rpm，25 秒 軟烤：90°C，15 分鐘 曝光：20 秒	第一轉：500 rpm，15 秒 第二轉：4000 rpm，60 秒 軟烤：90°C，5 分鐘 曝光：2 秒 曝後烤：90°C，5 分鐘
顯影液	FHD-5	AZ-400K (1:4) or FHD-5	PGMEA

另一個部份：光阻製程方面，測試兩種正光阻 FH-6400 與 AZ-4620 的製程。前者是屬於薄光阻，厚度在 2 μm 以下，線寬表現好，製程時間短，但容易在操作時被鑷子刮破光阻表面，造成光阻圖形的損壞；而後者是較厚的光阻，厚度可達 30 μm ，比較不會因為操作不慎而損壞，但是製程時間長，線寬表現也比較不好。製程的參數見上表 2-5。其中，雖然根據 AZ-4620 原廠科萊恩（Clariant）的資料，顯影液是以 4 倍水稀釋的

AZ-400K，但經過測試 FHD-5 也可以顯影，只是線寬表現會比較差一點。

製程測試結果如下圖 2-1 所示，(a)圖中上方圓形淡褐色的部份是 FH-6400 的光阻結構，有一點鋸齒狀邊緣，這是由於曝光劑量過多，導致線寬嚴重流失，從 35 μm 的光罩線寬，變成只有 10 μm 而已。而(b)圖深褐色的部份是 AZ-4620，雖然沒有明顯的鋸齒狀，但線寬也是嚴重流失（15 μm 變 7 μm ），因此在曝光參數方面，還需要再調整。另外，圖中下方較白的部份，是裸露出來的 ITO 導電層，可以看出經過光阻製程後，對於 ITO 來說不會有明顯的損壞，而且光阻結構都能穩固的站在 ITO PET 基板上。

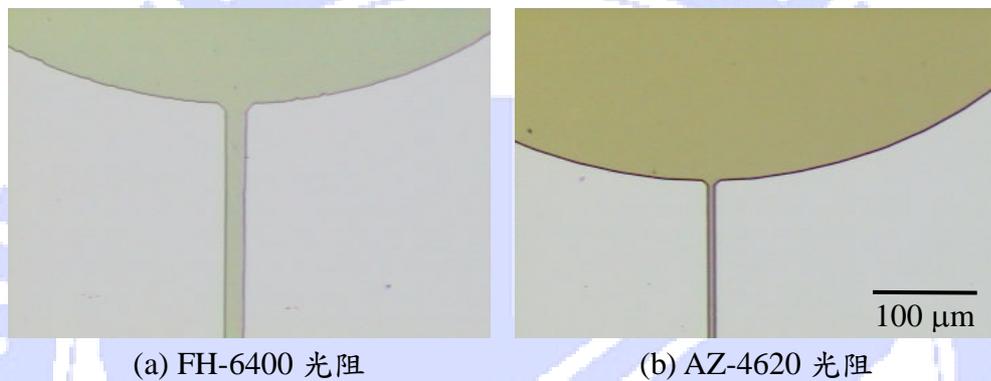


圖 2-1 兩種正光阻製程的測試結果

接下來，將試片浸泡緩衝的氧化物蝕刻液（Buffered Oxide Etchant，BOE）1.5~2.0 分鐘，由於 BOE 可以蝕刻氧化物，因此拿來測試是否可以蝕刻 ITO，之後再以 ACE 去光阻，進行 SU-8 光阻的製程（參數見上表 2-5）。

下圖 2-2 為 ITO 蝕刻的結果，證實 ITO PET 基板上的 ITO 可以被 BOE 所蝕刻，但在 ITO 玻璃的測試中，BOE 卻無法蝕刻 ITO，這可能的原因是 ITO 與玻璃基板附著力較好，而且製程溫度高，ITO 的品質也比較好的關係，因此須改用稀釋的王水（硝酸：鹽酸：水=0.08 or 0.16：1：1）來蝕刻。

而 SU-8 製程的部份，這裡用的是 MicroChem 公司的 SU-8 50，並稀釋到固含量約為 51.8%，約為原廠 SU-8 5 的比例，以獲得較薄的結構。SU-8 的稀釋液是 γ -丁酸內酯（Gamma Butyrolactone，GBL），根據各種型號（2~100）的固含量，可由較黏的型號調配出較稀的。下表 2-6 列出 SU-8 各種型號的黏度、固含量與結構厚度參考值。後來的實驗，為了獲得較為穩定的光阻品質，改用規格品：Gersteltec 公司的 GM-1040，製

作出 1 μm 的 SU-8 絕緣層結構。

表 2-6 MicroChem SU-8 光阻資料表

型號	黏度 (cSt)	固含量 (%)	厚度 (μm), 2000 rpm
SU-8 2	45		2
SU-8 5	290	52	7
SU-8 10	1050	59	15
SU-8 25	2500	63	25
SU-8 50	12250	69	50
SU-8 100	51500	73	150

資料來源：MEMScyclopedia 及 MicroChem

SU-8 製程測試方面，是在試片上製作兩條垂直的 ITO 導線，並部份覆蓋上 SU-8 結構，參考下圖 2-2。蝕刻後 ITO 導線轉印出光阻的鋸齒狀，並露出下方 PET 基板，且經過 SU-8 顯影製程後，上半部裸露的 ITO 導線，還維持原來的光亮，並沒有遭到明顯傷害的跡象。而下半部的 SU-8 絕緣層結構，均勻覆蓋在 ITO 導線及 PET 基板上，且不易剝落附著性佳。

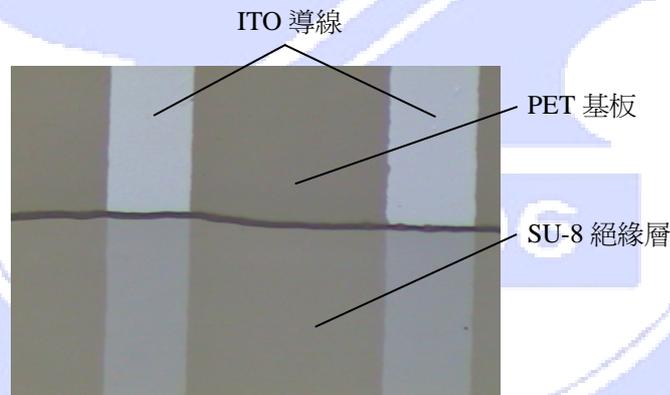


圖 2-2 ITO 蝕刻與 SU-8 製程的測試結果

因此，由上面兩部份測試結果得知，ITO PET 基板均能通過：常用化學藥品的浸泡，以及三種光阻的製程，用一般的光阻製程，便可以在此基板上製作出 EWOD 元件。接下來，要針對上述製程所製作的元件，進行初步的元件測試。

2-1-3 元件及材料測試

測試元件的結構如下圖 2-3 所示，主要分為上板與下板，上板是整片 ITO 電極，分

別覆蓋上 SU-8 絕緣層與 Teflon 斥水性塗膜，下板是數個 ITO 電極，一樣覆蓋上 SU-8 與 Teflon，中間的墊片為 540 μm 厚的 PC 片。而接線方面，上板的 ITO 固定接地，下板的 ITO 電極接火線，並可以選擇火線接那一個電極。測試的時候，分別接 DC 與 AC 的控制訊號，觀察兩種不同訊號對於液珠控制的影響，至於 AC 訊號的頻率，根據 Cho[48] 等人的研究，墊片厚度會影響最佳操作頻率，由內插法得出 540 μm 的最佳頻率為 2 kHz。

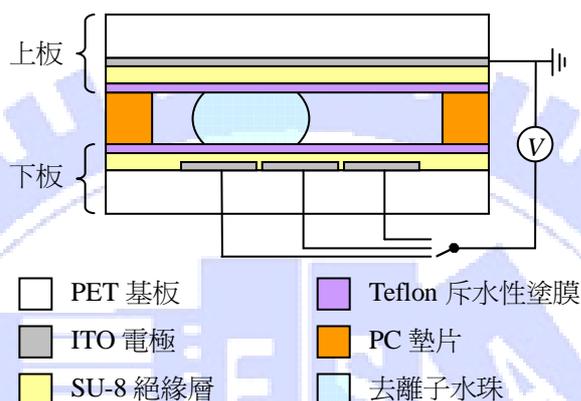


圖 2-3 初步測試元件的結構示意圖

下圖 2-4(a)為 DC 驅動的結果，當 120 V_{DC} 施加在電極 1 的時候，液珠慢慢地往右上方移動，抵達定位後，液珠邊緣會隨底部電極的外形變化，而且會出現較粗的黑色輪廓線。當切換到電極 2 的時候，雖然液珠有稍微往上移動，但無法將液珠完整拉過去，似乎電極 1 會拉住液珠。換通 AC 訊號的時候（參考下圖 2-4(b)），液珠可以整顆往上移動，而且可以在兩電極間來回運動。因為 SU-8 容易捕捉電荷（trapping of charge），使得切斷 DC 訊號的時候，表面仍帶有電荷，而 AC 有正負極性的變換，比較不容易帶電。



(a) 120 V_{DC} 驅動結果



(b) 142 V_{AC} 驅動結果（2 kHz 正弦波）

圖 2-4 直流與交流電驅動液珠的結果

為研究 SU-8 在 DC 電場下電荷捕捉的情況，以線性升降 DC 電壓，來進行 SU-8 為絕緣層的電濕潤實驗（參考圖 1-5），量測液珠接觸角對於電壓的反應。下圖 2-5 為 SU-8 電濕潤實驗結果，右上角為電壓訊號升降關係圖（振幅為 70 V，週期為 690 s 的三角波），在第 1 區間電壓由 0 V 上升至 +70 V，此時接觸角會從 110° 下降到約 80°，但隨著電壓下降的時候（第 2 區間），接觸角卻沒有跟著上升，直到電壓降到接近 +10 V 的時候，才開始急遽上升，回到接近 110° 的地方，而負電壓的方向也是一樣。因此，對於 SU-8 來說，要將捕捉的電荷釋放，須回到 0 V 的位置，也就是在切換電極的時候，不能只是切斷火線，使電極變成浮動電位（floating），而是要把該電極接地，才能帶走 SU-8 上的電荷。

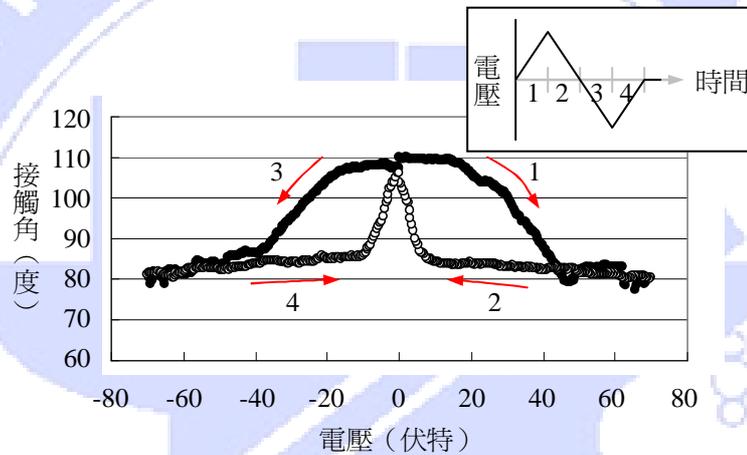


圖 2-5 SU-8 線性升降壓電濕潤實驗結果

另外，參考先前研究團隊的元件設計（圖 1-6(a)），上板的部份沒有絕緣層（僅塗佈斥水性塗膜），因此也進行該設計的測試，一併觀察在曲面上的狀況。首先將元件固定在曲面治具上，再循序施加電壓 120 V_{AC}，結果如下圖 2-6 所示，液珠移動的情況比先前的實驗（圖 2-4(b)）更順利、反應速度比較快（1 秒內），而且可以在曲面上連續移動。

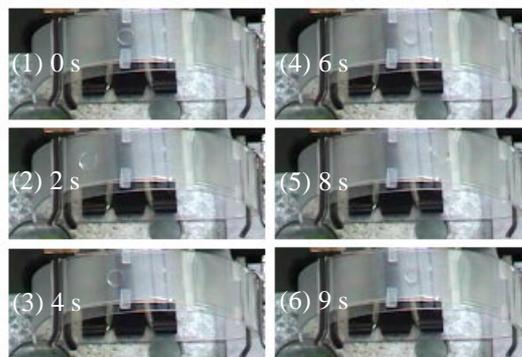


圖 2-6 上板無絕緣層元件的曲面測試

2-2 元件設計與製作

2-2-1 長行程 2-D EWOD 元件設計

因此，根據上面元件測試及材料實驗的結果，以及為了操作元件方便，可撓式 EWOD 元件的設計，如下圖 2-7(a)所示。主要分為三部份：上板、墊片及下板，其中上板有一整片的接地電極，而下板有整排的控制電極。原先 1-D EWOD 的設計，是將控制電極排列成一串，可以控制液珠進行一個維度的移動，這裡將 5 串電極並排，使液珠可以在這 5 條流道中自由橫跨，達成增加一個控制維度的目的。另外，夾在中間的墊片，為中空方框，可分隔上下板並形成液珠移動的空間，墊片厚度可依需求自由更換。操作時，只要將此三部份對齊疊合後夾緊即可。

另外，控制電極的設計，是採用平面 3 相匯流排式的設計，將 3 片電極組成 1 組，好幾組串成 1 條流道（液珠的通道），參考下圖 2-7(b)，這樣的設計可以有效減少接觸窗的數量，一條流道僅需 3 個接觸窗，就可控制液珠前後運動，而且不會有電極數量上的數量，可達到長行程輸送流體的目的。而 5 條流道也僅需要 15 個接觸窗，藉由控制液珠鄰近流道的控制電極，便可以讓液珠橫向移動。這裡元件尺寸設計為：45 個 1.5 mm 寬的電極，總行程可達 68.85 mm。

控制訊號的輸入方面，由下板右側接觸窗輸入控制訊號，再傳遞到控制電極上；而上板接地電極的訊號，則一樣透過接觸窗，傳遞到下板左側內連接導電板，穿過墊片到達上板。因此只要連接下板的接觸窗，整個元件的控制訊號都可以傳送到指定位置，大幅簡化元件的複雜度。

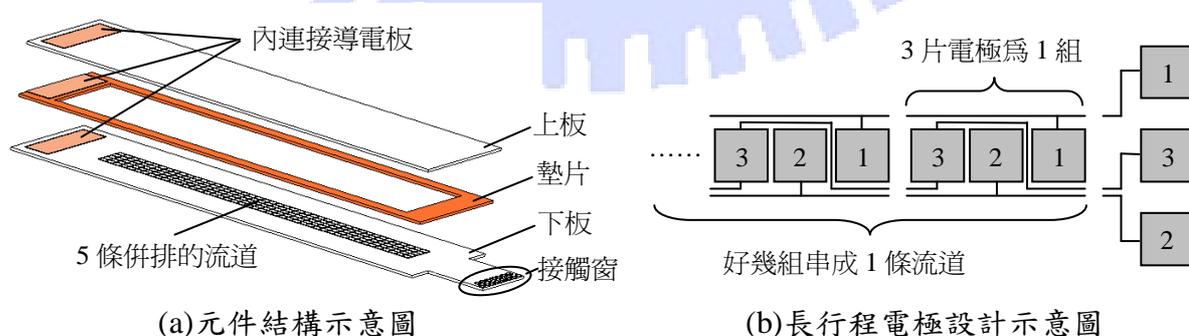


圖 2-7 長行程 2-D EWOD 元件設計示意圖

2-2-2 可撓式 EWOD 元件製程與結果

製程步驟如下圖 2-8(a)所示。下板的部份，首先要定義出控制電極，以黃光製程塗佈光阻，曝光顯影後先以 BOE 定義 ITO 電極（厚度約 80 nm），之後再浸泡 ACE 去除光阻。接下來，塗佈 1 μm SU-8 並曝光顯影開出接觸窗，最後塗佈上 66 nm 的 Teflon。而上板的部份，僅須要將試片清洗後，一樣塗佈上 Teflon 即可。

後製程的部份，參考下圖 2-8(b)，依所需外型切割出上下板，上板為長 87 mm；寬 25 mm，而下板還多突出一塊長 11 mm；寬 14 mm 的空間給接觸窗用，而墊片則是外框與上板一樣大，中間挖空的 PC 板，其厚度約為 500 μm 。之後，用棉花棒除去左側內連接導電板上的 Teflon，由於烘烤前的 Teflon 尚未固化，因此用棉花棒擦拭時，可以完全清除並產生粉末狀的 Teflon，若經過 110 $^{\circ}\text{C}$ 烘烤 5 分鐘，則會呈現片狀 Teflon，而且容易整片剝離。最後，在上下板內連接導電板上，貼上一片單面導電銅膠帶，以及墊片左側上下兩面貼上會互相導通的銅膠帶，以便穿過墊片傳遞電訊號。這是由於 ITO 與 ITO 間的接觸電阻較大，而且又有 SU-8 覆蓋，要整面 ITO 互相接觸很不容易，因此才以導電銅膠帶貼附（厚度約 50 μm ），利用膠帶導電背膠的黏性可以緊貼在試片上，又會稍微突出表面，以便增加接觸面積，降低上下板與墊片間的接觸電阻。

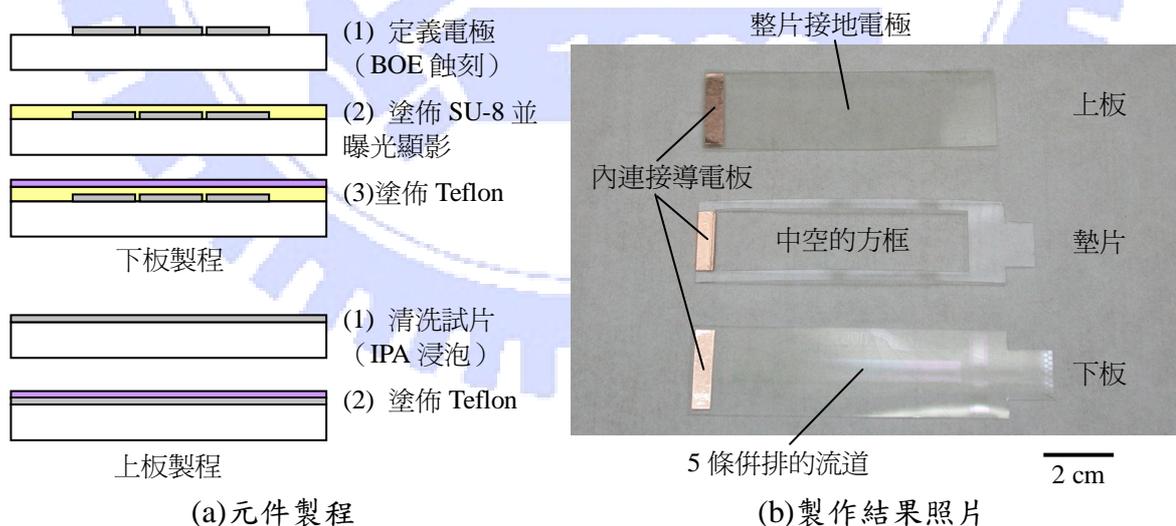


圖 2-8 可撓式 EWOD 元件製程與結果

接下來，將測試元件在彎曲之後，對於液珠的操控方面是否受到影響，以及相關理論的探討與分析。

2-3 實驗結果與分析

在可撓式 EWOD 元件彎曲的情況下，驅動液珠沿曲面向上移動時，可能會比原來在平面運動還多出(1)重力的影響，阻礙液珠向上，以及(2)曲面的效應，影響元件出力。因此，針對這兩種可能的影響，設計兩個實驗：傾斜測試與曲面測試。前者是讓元件與水平面成一傾斜角，驅動液珠沿傾斜面向上爬升，量測液珠重力對驅動效果的影響；而後者是讓元件固定在曲面治具上，使元件彎曲成特定之曲率，驅動液珠由下沿著曲面向上爬升，以調查元件彎曲對於液珠驅動的影響。

2-3-1 實驗架設

這兩項實驗的架設，可分作四個部份：(1) AC 電源供應、(2)訊號連接與控制、(3) 傾斜平台，與(4)曲面治具。首先，電源供應的部份是由一組波形產生器與訊號放大器來供應，見下圖 2-9(a)，由波形產生器產生所要的控制訊號波形（2 kHz 正弦波），再經由訊號放大器，將原來最大 10 V_p 的訊號，放大到所需的電壓。這裡採用的是 A.A. Lab systems 的 A-303 壓電驅動器，可將輸入訊號放大 20 倍可達約 200 V_p，也就是最大可產生 141.1 V_{RMS} 的 AC 訊號。原廠提供的相關規格，簡列於下表 2-7 中。

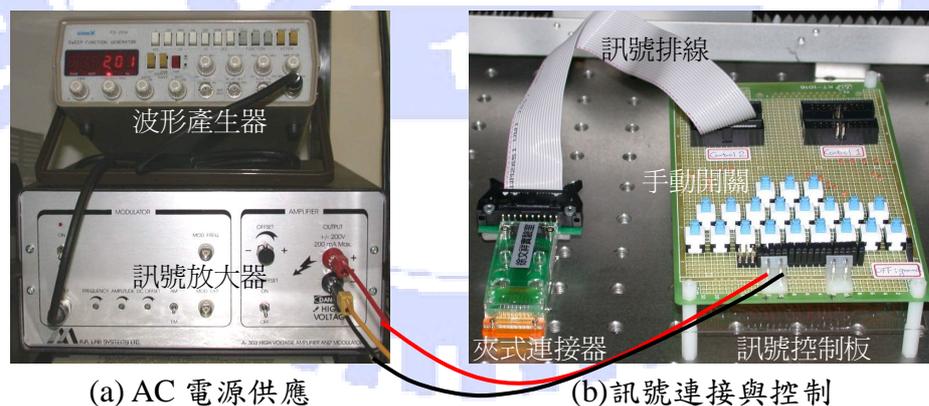


圖 2-9 電源供應與訊號控制的架設

訊號的控制方面，以一片訊號控制板，將訊號由 1 路分成獨立的 17 路，以手動的開關切換（參考上圖 2-9(b)），當按下開關時，會切換到輸入訊號的火線；而當放開的時候，則會切換到地線，最後透過訊號排線傳到元件上。

表 2-7 A.A. Lab systems A-303 訊號放大器規格表

最大輸入電壓	12 V _p
最大輸出電壓	200 V _p
最大電流	0.2 A
頻寬	DC to 350 kHz (電阻式阻抗) DC to 250 kHz (電容式阻抗)
輸出功率	40 W
放大倍率	20

資料來源：A.A. Lab systems

至於訊號排線與元件的連接，由於 ITO PET 基板無法承受高溫，因而不能以焊接的方式連接導線，其他方法像是貼銅膠帶（因手工的關係，尺寸與數量上都會受限），或是塗銀膠（受限於手工，且無法重複使用），也都不太適用。因此，為了可以重複且快速拆裝，又不能傷害 ITO PET 基板，這裡採用橫尾科技公司（yokowo DS）的夾式連接器（clip connector），連接訊號排線與元件。該連接器外觀類似晾衣夾（參考上圖 2-9(b)），在前端裝置有數根鍍金的彈簧探針，會因為受壓而向後退，可提供一定的下壓力接觸試片，促進導電效果。相關的規格列於下表 2-8。

表 2-8 橫尾科技 CCNM-080-17-FRC 夾式連接器規格表

探針數目	17
探針間距	0.8 mm
最大電壓	50 V _{DC} /V _{AC}
最大電流	1.5 A
最大功率	30 W
耐電壓	250 V _{AC} /1 分鐘
絕緣抵抗	最小 100 MΩ
接觸抵抗	最大 100 MΩ

資料來源：橫尾科技

另外，為了在傾斜測試中，提供一個固定的傾斜角，因此設計下圖 2-10(a)所示的傾斜平台，可調整±90°的傾斜角，並裝置有水平規，指示目前平台的傾斜角。而在曲面測試中，所需固定曲率的曲面治具，如下圖 2-10(b)所示，曲率由左到右分別為 0.01、0.02、0.03、0.04 及 0.05 mm⁻¹，後來又增加一個到 0.06 mm⁻¹（曲率半徑達 16.67 mm）。根據 Henry 等人的研究顯示[70]，ITO 在 PET 上的破裂密度（crack density），在張應變 2% 以

內的時候接近 0，因此可彎曲的最大曲率為 0.228 mm^{-1} ，對於曲面治具所提供的曲率來說，離材料破壞區間還很遠。

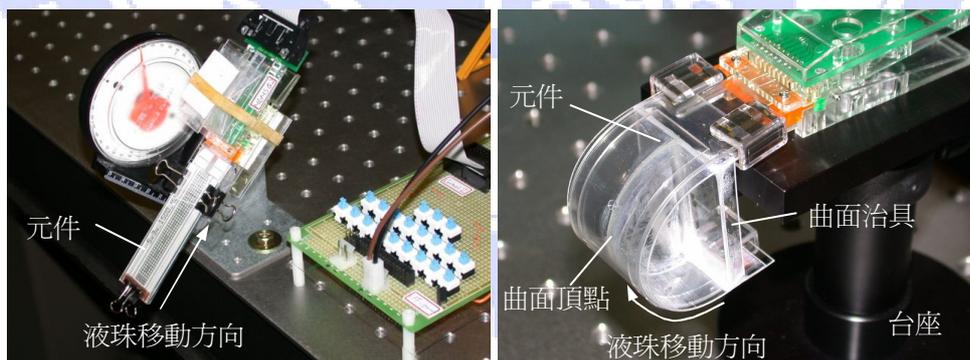


(a) 傾斜平台照片

(b) 曲面治具照片

圖 2-10 傾斜平台與曲面治具

最後整體實驗架設如下圖 2-11 所示。傾斜實驗中，將夾式連接器與元件夾持後，一起固定在傾斜平台上跟著平台傾斜（參考圖 2-11(a)），並由排線連接到訊號控制板，驅動液珠由下方往上輸送，紀錄傾斜角與其最小的驅動電壓。而曲面測試，則是將夾式連接器先固定在台座上，或是傾斜平台上，再把元件夾持於曲面治具上，最後才安裝在連接器上。實驗時，將液珠由底部沿曲面，輸送通過曲面頂點到達上面（見圖 2-11(b)），並紀錄不同曲率下的最小驅動電壓。由於在曲面頂點時，是重力對液珠影響最大的地方，也是 EWOD 力量在水平方向的分量最小的位置，因此曲面頂點是決定液珠能否順利通過曲面，最關鍵的一個位置。



(a) 傾斜測試實驗架設照片

(b) 曲面測試實驗架設照片

圖 2-11 傾斜與曲面實驗架設圖

下面將分別對於傾斜測試的結果，提出一個理論的模型，分析與討論液珠在平面上的運動，以及對於曲面測試的結果進行討論。

2-3-2 傾斜測試結果

經過測試後，實驗結果如下圖 2-12 所示。實驗條件為：電極大小為 1.5 mm 寬的正方形電極、墊片厚度為 0.5 mm、電源頻率則是固定為 2 kHz 的正弦波，以及液珠為 2.5 μl 的去離子水。由下圖可以看出，隨著傾斜角的增加，驅動液珠所需的電壓也就越高，這是由於重力對於液珠的影響，會隨傾斜角的增加而增加。然而，這結果有個地方值得注意，就是在水平的狀態下（傾斜角為 0° ），驅動電壓仍然需要將近 40 V_{AC} ，而不是接近 0 V_{AC} 左右，表示液珠在元件表面上，有受到某種的力量的作用，使得液珠在移動的時候，會消耗額外的動力去克服該力的影響。

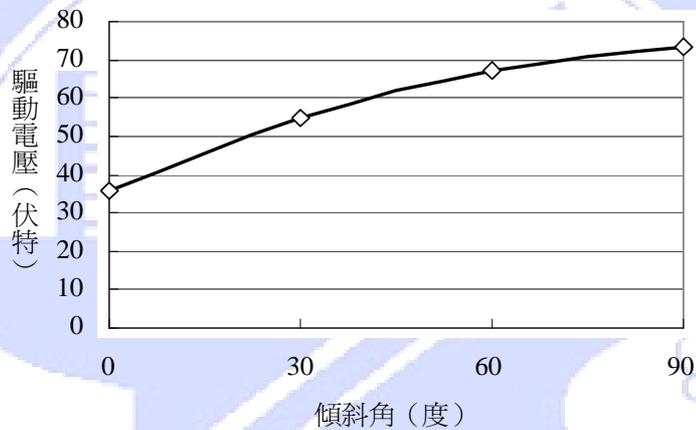


圖 2-12 傾斜測試結果

若分析液珠在傾斜面上受到的力量，參考下圖 2-13。當施加電壓於最上方的電極時，液珠會受到電濕潤所產生的力量 (F_{EWOD}) 沿斜面向上、液珠自身的重力 (F_W) 向下，以及某種阻力 (F_R) 向下，使得液珠受到牽制。

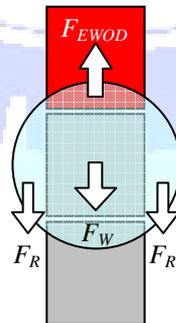


圖 2-13 傾斜測試力分析圖

由於液珠在表面移動的時候，會有接觸角遲滯 (contact angle hysteresis) 的現象，

使得前後的接觸角不同。也就是當液珠往前移動的時候，最前端液面會不斷的接觸到新的表面，這時候的接觸角會比較大，稱之前進接觸角 (advancing contact angle, θ_a)；而最後端，則是液體不斷的離開原來的表面，此時的接觸角會比較小，稱之後退接觸角 (receding contact angle, θ_r)，這兩個角度的角度差就是接觸角遲滯[71]。因此當有重力或是其他外力的作用，欲推動液珠移動的時候，接觸角遲滯會產生一組反向的表面張力來抵抗外力作用[72] (最前端的接觸角會漸大、最後端的接觸角會漸小)，使液珠停留在原地，直到外力大於接觸角遲滯所產生的最大表面張力，液珠方能移動。最明顯的例子就是附著在玻璃上的水珠，小顆的水珠會停留在玻璃上；而大顆的水珠則會向下滑。

因此，便針對元件 Teflon 的表面，進行接觸角遲滯的量測。量測的方法是利用傾斜板法 (tilting plate method) [73]，首先將 $4.5 \mu\text{l}$ 的液珠滴於試片上，並固定試片於機台，再將整台接觸角量測儀 (First Ten Ångströms FTA-125) 傾斜，紀錄液珠從水平靜止到因重力下滑前，上下兩端接觸角的變化。液珠接觸角隨時間變化的關係圖，如下圖 2-14 所示，下方的接觸角 (前進接觸角) 隨時間增加到 121.32° (取 5~7 秒資料的平均)，而上方的接觸角 (後退接觸角) 則下降到平均 111.91° ，因此這元件 Teflon 表面的接觸角遲滯達 9.41° 。

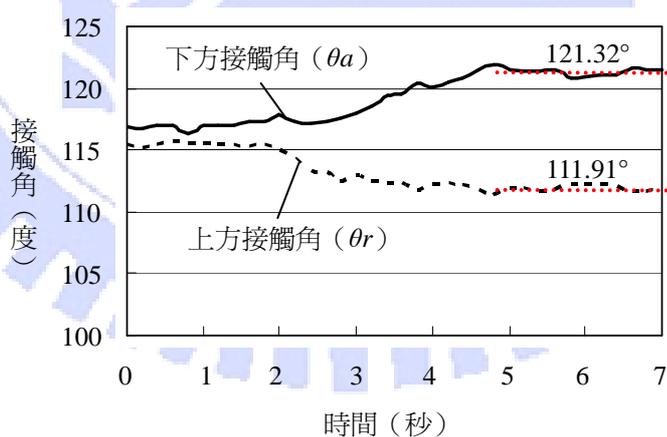


圖 2-14 接觸角遲滯量測結果

由上面的實驗，得知 Teflon 表面有著將近 10° 的接觸角遲滯，會防止在斜面上的液珠下滑，因此會對於在傾斜測試中，作用在液珠上的阻力，有一定程度的影響。下面將以理論探討接觸角遲滯 (其力量以遲滯阻力稱之)，對於驅動電壓的影響。

2-3-3 理論分析

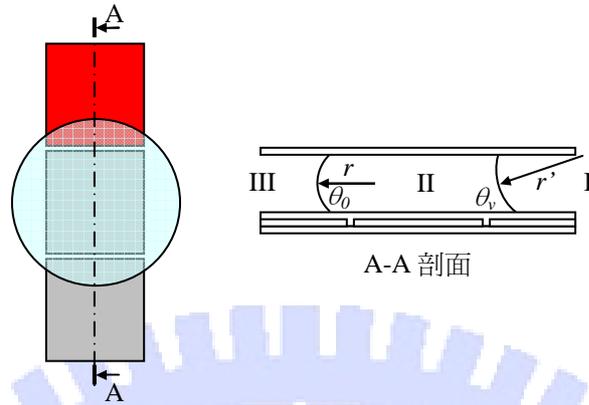


圖 2-15 施加電壓下液珠輪廓圖

當施加電壓驅動液珠往上時，參考上圖 2-15，該電極與液珠重疊的區域，會由斥水性變成親水性，進而使得液珠的接觸角改變（參考上圖 A-A 剖面），由原本未加電壓的 θ_0 變成 θ_v 。根據 Young-Laplace 公式，界面兩邊的壓力差可表示為[71]：

$$\Delta P = \gamma \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right) \quad (2-1)$$

其中 γ 為表面張力， r_1 、 r_2 為曲率半徑。則液珠將承受右側 I-II 之間的 P_{I-II} ，以及左側 II-III 之間的 P_{II-III} 兩個壓力，兩壓力平衡後可得作用在液珠的淨壓力為：

$$\Delta P_{Droplet} = \gamma_{LG} \left(\frac{1}{r'} - \frac{1}{r} \right) \quad (2-2)$$

而在平板中的液珠，曲率半徑可由接觸角與幾何尺寸得到[36]：

$$r = \frac{d}{\cos\theta_b + \cos\theta_t} \quad (2-3)$$

其中 d 為兩板間距， θ_b 為下液珠接觸角； θ_t 為上液珠接觸角，則電濕潤對液珠所產生的壓力可以表示為[74]

$$\Delta P_{EWOD} = \frac{\gamma_{LG}}{d} (\cos\theta_v - \cos\theta_0) \quad (2-4)$$

若代入公式 1-3，接觸角與施加電壓的關係式，則壓力與施加電壓的關係為：

$$\Delta P_{EWOD} = \frac{1}{2} \frac{c}{d} V^2 \quad (2-5)$$

作用於液珠與電極接觸面，上下兩條接觸線的線張量和為 $\Delta P_{EWOD} * d$ ，則作用於液珠的

力量可以表示為：

$$F_{EWOD} = \frac{1}{2}cLV^2 \quad (2-6)$$

故電濕潤的力量與介電層的比電容 c 、電極的寬度 L ，以及施加電壓 V 的平方有關。

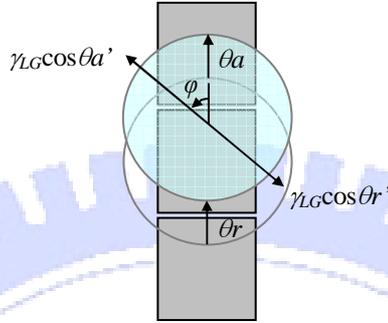


圖 2-16 接觸角遲滯作用示意圖

而遲滯阻力方面，參考上圖 2-16，考慮當液珠運動時，最前方的接觸角為 θ_a ；最後面則為 θ_r ，假設從最前方到最後方的接觸角變化為線性，則在兩者間的接觸角可以表示為

$$\Phi(\varphi) = \left(\frac{\theta_r - \theta_a}{\pi} \right) \varphi + \theta_a, \varphi = 0 \sim \pi \quad (2-7)$$

由於在液珠中，對邊的線張量會互相抗衡，淨線張量會變成 $\gamma_{LG} \cos \theta_a' - \gamma_{LG} \cos \theta_r'$ ，則任意角度的淨線張量 γ_s 為

$$\gamma_s = \gamma_{LG} [\cos \Phi(\pi - \varphi) - \cos \Phi(\varphi)] \quad (2-8)$$

當沿著電極外側的液珠輪廓線積分，作用於液珠上的遲滯阻力 F_R 則為

$$F_R = 2 \int_{\sin^{-1}(\frac{L}{2R})}^{\pi} 2\gamma_s R d\varphi \cos \varphi \quad (2-9)$$

其中 R 為液珠的底面圓半徑。因此，遲滯阻力會跟液珠的大小 R 、電極的寬度 L ，以及前進 θ_a 和後退 θ_r 接觸角有關。又液珠底面圓半徑 R 與體積 V 跟接觸角 θ 的關係，可由積分求得：

$$R = \frac{1}{2} \left\{ \sqrt{k^2 - 4 \left(h^2 - \frac{1}{12} d^2 - \frac{V}{\pi d} \right)} - k \right\}, \text{其中 } h = \frac{d}{2 \sin \theta}, k = \frac{h^2}{d} (\sin 2\theta + 2\theta) \quad (2-10)$$

則遲滯阻力可以用液珠的體積 V 、接觸角 θ ，以及電極的寬度 L 計算得出。值得注意的是，若這些參數都是定值，則遲滯阻力也會是個定值。

最後將電濕潤力、遲滯阻力與重力平衡，可求得須施加多少電壓可達到三力平衡，也就是恰好可以驅動液珠往上運動的電壓（最小的驅動電壓），可表示為：

$$V = \sqrt{\frac{2}{cL}(F_R + F_W \sin \alpha)} \quad (2-11)$$

其中 F_W 為液珠的重力， α 為傾斜角。根據下表 2-9，把實際的參數代入上面公式 2-11，可繪出下圖 2-17 並與實驗結果作比較。若代入表 2-2 中 SU-8 的介電常數 $\epsilon = 4.5$ ，介電層比電容約為 $26.55 \mu\text{F}/\text{m}^2$ ，會與實驗值有一段差距；若代入 $\epsilon = 1.0$ ($8.85 \mu\text{F}/\text{m}^2$) 則會與實驗值接近，以模型線條的趨勢來看，與實驗結果的趨勢接近，似乎有常數項的係數作用。由公式 2-6 中，介電層比電容係數是以查表計算代入，而非實際量測的參數，這部份需要對於絕緣層進行調查。由於表中的介電常數也是由實驗中獲得，對於不同實驗架設與材料製程，可能會有不同的結果，因此得實際量測元件的比電容後，方能進行理論的分析與比較。

表 2-9 理論模型之參數

前進接觸角 θ_a	121.32°
後退接觸角 θ_r	111.91°
液珠體積 V	2.5 μl
電極寬度 L	1.5 mm
墊片厚度 d	0.5 mm
介電層比電容 c	26.55 $\mu\text{F}/\text{m}^2$
水密度 ρ	1000 kg/m^3
水表面張力 γ_{LG}	72.8 mN/m

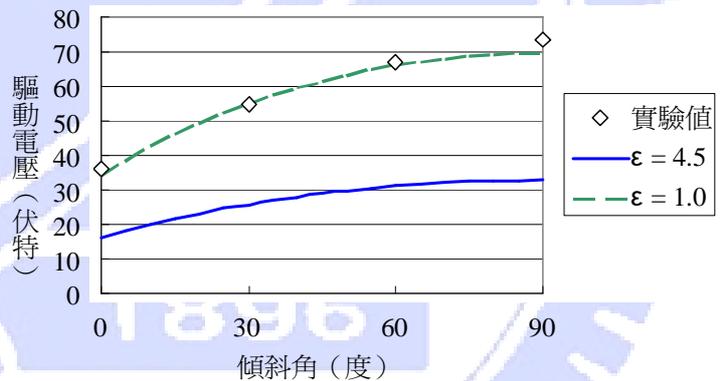


圖 2-17 傾斜測試結果與遲滯阻力模型比較圖

根據公式，若要減少遲滯對於液珠驅動的影響，則要讓液珠大小與電極配合，以減少遲滯效應的影響，然而當直徑小於電極時，雖然不會有遲滯的影響，但會使得液珠無法接觸到下一個電極而停留在原地。若液珠大小剛好與電極一樣大，以就是電極對角線長度等於液珠直徑，則可獲得最大的電濕潤力量，以及較小的遲滯阻力，也比較不會因太小而停留在原地。因此，對於 1.5 mm 電極與 0.5 mm 墊片的元件來說，合適液珠的大小在約為 2.0 μl 。

2-3-4 曲面測試結果

至於曲面測試的結果，如下圖 2-18 所示。曲率測試範圍為 0 到 0.06 mm^{-1} ，其中曲率半徑為 0 的點，是將試片固定於平板，傾斜 90° 所量測出來的數據，也就是與前面傾斜測試相同，由於實驗架設有些不同，在測試值上面有蠻大的變異量，因此合併前面的傾斜測試結果取平均。其他的曲率方面，驅動電壓都大約在 70 V_{AC} 左右，也就是在曲率 0.06 mm^{-1} 以下的時候，曲率對於液珠的驅動影響不大。

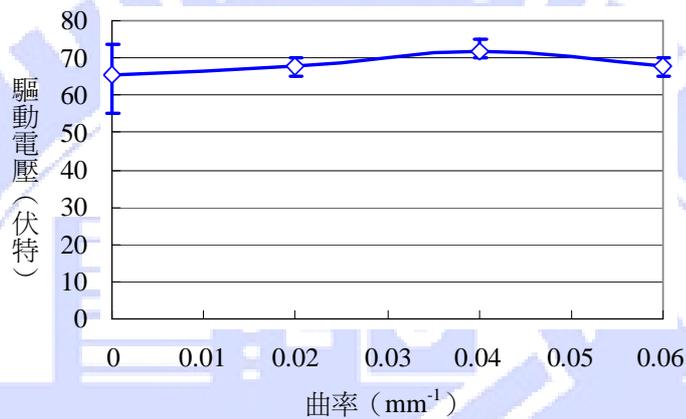


圖 2-18 曲面測試結果

2-4 結論

藉由成功驅動液珠在傾斜面與曲面上移動，證實以高分子基板 ITO PET，製作電濕潤元件並驅動液珠是可行的。在材料的選擇上，採用同為高分子材料的 SU-8 當絕緣層，有著製程簡單以及溫度低的好處，而且製程中的處理步驟，均不會傷害到基板，至於電性上容易捕捉電荷的問題，也可以藉由接地動作解決。在傾斜測試中，發現因接觸角遲滯效應，會對液珠的移動產生阻力，經由實驗的探討與理論的分析，提出遲滯阻力的物理模型，並成功地與實驗結果比對吻合。最後，在曲面上驅動液珠方面，曲面頂點是液珠能否通過的關鍵點，會比其他地方需要較高的能量，才能讓液珠順利的通過，而跟傾斜測試比對之後發現，曲率對於液珠的驅動影響不大，反而是重力不管是在傾斜還是曲面實驗中，都扮演著重要的角色。

第三章 新式在開放表面以非對稱電濕潤輸送液珠之方法

3-1 文獻回顧

以電濕潤控制液珠的設計中，除了前面第一章提到，兩層板的設計之外，另一種是單板的設計，也就是將原來上板的接地電極換到下板，放在下板控制電極旁，使電濕潤效應發生在兩電極之間，這樣的設計稱之為共平面電極 (co-planar electrode)。驅動的時候，同時針對液珠下面兩個電極施加電壓，一個電極接正極；另一個接負極，以改變液珠的接觸角，進而驅動液珠前進。這樣的設計，好處是元件的結構簡單，不需要元件上下板的組裝，液珠接觸面積也較小，減少流體中物質附著的機會，而且使用上可搭配光學量測，不會因為隔一片上板而影響量測結果，最後在使用上也較為方便，液珠可直接滴在元件表面。

早在 2001 年的時候，芬蘭赫爾新基科技大學的研究團隊提出共平面電極的設計 [75]，參考下圖 3-1(a)，利用長條狀的電極，在液珠底部由接地狀態切換成通電狀態，使得液珠往該電極移動，最後再切回接地狀態，通下一組電極，反覆操作進而驅動液珠移動。兩年後，在該團隊 A. Torkkeli 的博士論文中 [76]，提出他們最新第四代的設計，結合液珠的產生以及操控的平台，可將高分子球利用液珠在該平台傳送，參考下圖 3-1(b)。

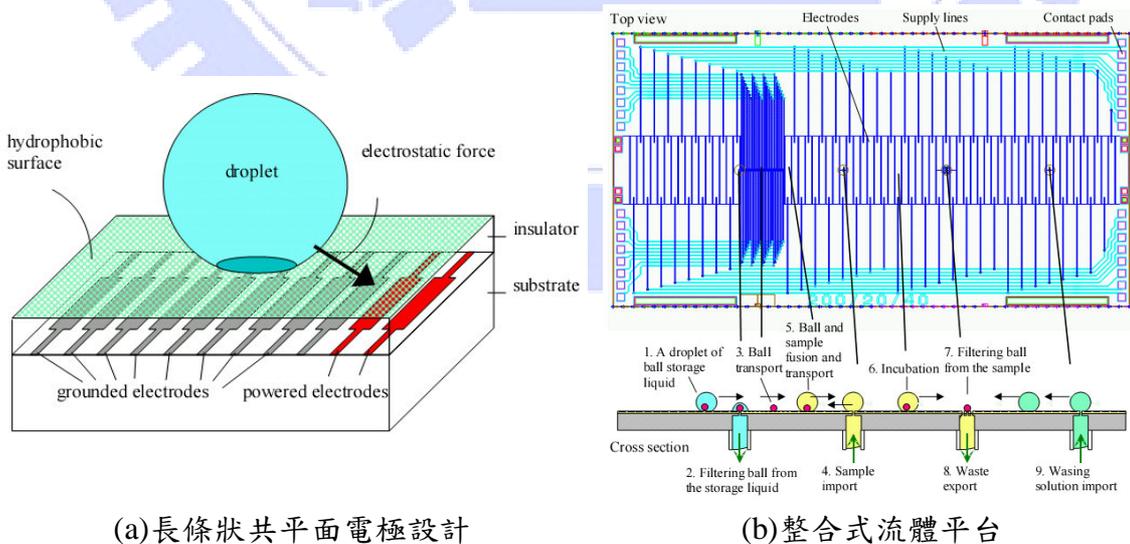


圖 3-1 長條狀共平面電極示意圖 [76]

2006 年的時候，加州大學洛杉磯分校的團隊，也提出方形共平面電極的設計[49]，將 2~6 個長方形電極排列，組成一方的電極組，驅動液珠的時候，對這些電極分別交叉接正極及接地極，使電濕潤現象產生在這些電極之間，進而驅動液珠移動，並且提出在此設計下的雙板及單板架構。下圖 3-2 為兩個長方形電極組示意圖，左圖為雙板架構；右圖為單板架構。在雙板架構下，上板無 ITO 電極僅塗佈 Teflon，液珠可在元件中進行輸送、切割與結合的操作，而在單板架構下，液珠也可以在元件上進行輸送。

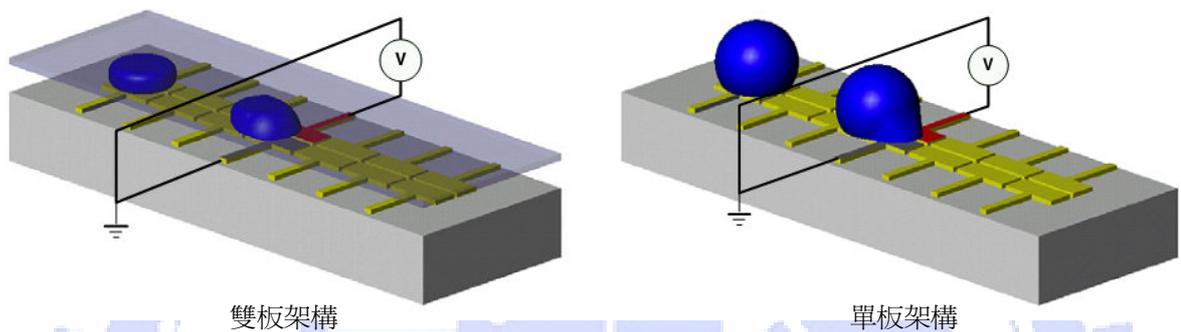


圖 3-2 方形共平面電極示意圖[49]

而在 2007 年的時候，多倫多大學的團隊以 Polyimide 為基板；銅箔為電極，以及二甲基矽氧烷（PolyDiMethylSiloxane，PDMS）為絕緣層，製作出可撓式單板架構的元件[52]，在扭曲以及倒立的形況下，還能正常操作，參考下圖 3-3。

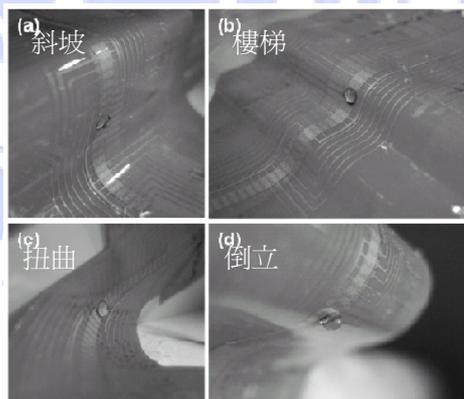


圖 3-3 可撓式共平面電極元件[52]

單板設計有著結構簡單的好處，在 2006 年的時候，交通大學王祖德等人[77]，首次提出應用「非對稱電濕潤現象」，在開放表面（單板設計）驅動液珠的設計，具有電路佈局簡單，和不需複雜控制電路等好處。而這裡將進一步針對這現象進行基礎的研究。

3-2 原理與分析

3-2-1 非對稱電濕潤現象

在電溼潤實驗中（參考上圖 1-5），施加電壓於液體與固體之間時，能量會儲存於固液界面，根據公式 1-3 接觸角的變化與電壓平方有關，因此電壓的極性（正或是負），對於接觸角的改變應該是一樣的，因而在電壓與接觸角的關係圖中，會是呈現對稱的拋物線（電壓的平方）。但是在實驗中卻發現，電壓為正的時候（液珠接正；下電極接負），接觸角的變化有偏差。下圖 3-4 為電濕潤實驗結果圖，其中絕緣層為 1 μm 厚的 SU-8；斥水性塗膜為 66 nm 的 Teflon（以下元件的結構尺寸，均以此參數製作），以及液珠為 2.5 μl 的去離子水（de-ionized water），黑色線是將實際的物理參數，代入理論公式所繪出的線。由圖中可以看出實驗值（白色圓圈）與理論線在電壓+25 V 以上的時候，出現偏差分離的現象，最後維持一個穩定的角度差；而在負電壓的那一側，卻與理論線十分吻合，使得此關係圖變得不對稱，這樣的現象稱為「非對稱電濕潤」(Asymmetric EWOD, AEWOD) 效應。

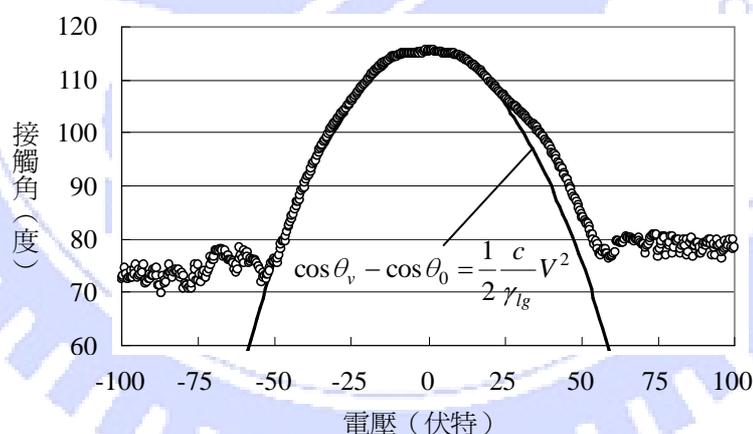


圖 3-4 非對稱電溼潤現象

在 2001 年的時候，菲力普的研究團隊提出[78]，這樣的非對稱現象，有可能是因為用來當斥水性塗層的材料 Teflon[®] AF，容易被流體中的負離子射入（injection），而且在其結構的微孔洞中，有氧原子的存在，都跟這樣的現象有關。而後來在 2003 年的時候，南澳大學的團隊測試三種不同的 Teflon [79]，証實在 Teflon[®] AF 中具有大量的雙氧單體（dioxole monomer）會造成這樣的現象。由於溶液中的氫氧根（hydroxide ion）離子，

會被表面的這些雙氧單體所吸附，因而會影響實際作用在界面的能量，造成接觸角變化的偏差。

然而 SU-8 是一種負光阻，其製程後的結構下圖 3-5(a)所示，而在原先未經過製程的光阻劑中，除了溶劑 GBL 之外，還有樹脂(resin)、感光劑(sensitizer or photoinitiator)，以及一些添加劑(additive)。下圖 3-5(b)為 SU-8 陽離子光聚合反應過程圖(cationic photopolymerization)，當一開始曝光的時候，光阻中的感光劑(triarylsulfonium salts)[80]會先分解並釋出路易斯酸(Lewis acids)，這會促進環氧樹脂結構打開(ring opening of the epoxies)，最後形成高度交鏈結的網狀結構(highly cross-linked network)，並又再釋出路易斯酸，進而又會促進反應的進行[81]。這類會造成連鎖反應的光阻，稱之為化學放大型光阻(chemically-amplified resists)，好處是高敏感度，有較快的曝光反應，以及較高的對比度，可以得到較好的解析度[82]。因此這類光阻須進行曝後烤程序(post-exposure bake, PEB)，以便藉由溫度來促進該連鎖反應的進行，對於 SU-8 來說也是，若不進行 PEB，則 SU-8 結構很容易在顯影程序中被溶解，只殘留少部分完全交鏈結的結構在試片表面。

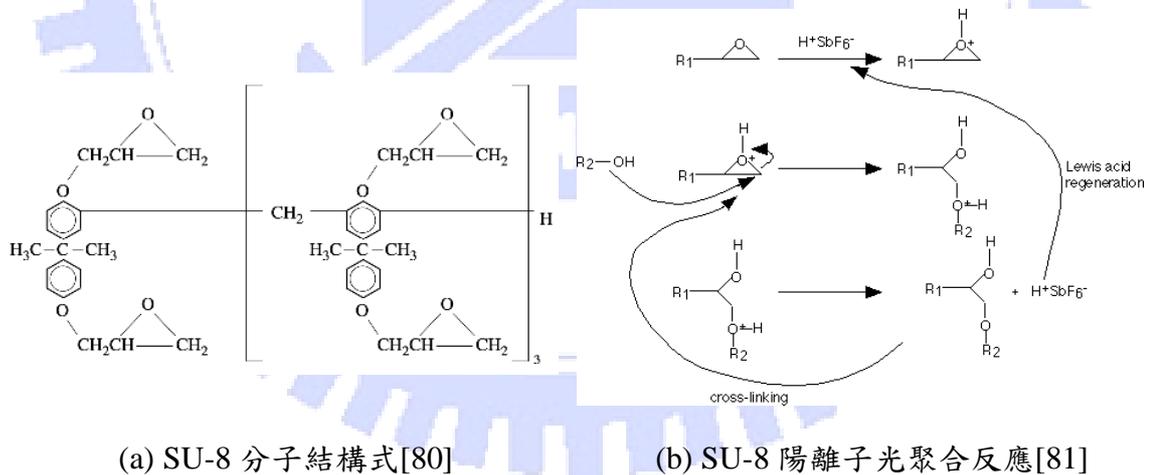


圖 3-5 SU-8 結構與其高分子聚合反應

對於 SU-8 結構來說，由於感光劑分解會產生 SbF_6^- ，在完全聚合反應之後，則會有大量的 SbF_6^- 存在於結構之中，根據 Sikanen 等人的研究顯示[83]， SbF_6^- 會造成 SU-8 表面帶負電性(negative surface charge)，因此可以推測陽離子會比較容易吸附在 Teflon 表

面，或是捕捉進入 SU-8 結構之中，尤其是有外加電場（液珠為正；電極為負）的時候，更會把陽離子射入 SU-8 絕緣層；反之（液珠為負；電極為正）則因為互斥作用，離子反而不會進入絕緣層中，因此電壓與接觸角的關係會符合理論公式。值得注意的是，由於 Teflon 與 SU-8 所吸引的離子不同，電濕潤實驗中非對稱的部份也就會剛好相反，以相同實驗設置來看，SU-8 會在正電壓的區域；而 Teflon 則會在負電壓的區域與理論線偏差分離[79]。

3-2-2 共平面電極接觸角量測

為了觀察在共平面電極上，施加電壓後液珠接觸角的變化，是否也會有 AEWOD 的現象，因此設計兩條 500 μm 寬的共平面電極，用於施加 DC 電壓，以及一個工字型電極，用於滴定液珠時對準用（原本是要施加電壓，使液珠因電濕潤現象而自我對準電極，但為防止表面帶電，因而改為顯微鏡下手動對準），實驗設置如下圖 3-6 所示，其結構尺寸與前面電濕潤實驗一樣，而液珠為 4 μl 的去離子水。在長條狀電極上施加電壓，會使液珠底部與電極的接觸線發生電濕潤現象—接觸角改變，而電極以外的部份，則會保持原來斥水性狀態，由於前面第二章提到的遲滯阻力，會阻礙液珠的移動，只要控制電濕潤的力量小於遲滯阻力，則液珠會停在原地不動，如此便能拍攝到靜態的接觸角變化。量測時，以 DC 電源供應器施加 0 ~ 120 V_{DC} 的電壓，同時用接觸角量測儀記錄液珠左右兩側接觸角（ θ_L 及 θ_R ）的變化。

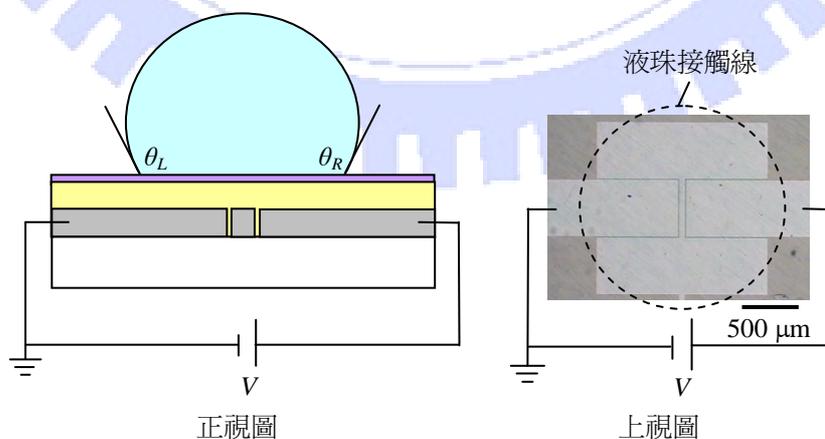


圖 3-6 共平面電極接觸角量測實驗架設

量測結果如下圖 3-7 所示，一開始兩邊的接觸角差不多，當電壓增加到 30 V_{DC} 的時候，兩邊開始出現偏差分離。當增加到 70 V_{DC} 的時候，兩個角度的差異達到最大值 8.98°，而在 80 V_{DC} 的時候，出現 $\theta_L=96.51^\circ$ (斥水性); $\theta_R=88.1^\circ$ (親水性) 的現象，也就是液珠一邊親水一邊斥水，參考下圖 3-7(c)。隨著電壓繼續上升，兩邊接觸角的差異越來越小，最後施加到 110 V_{DC} 以上的時候，兩邊接觸角趨向一致 (參考圖 3-7(d))，同時也進入接觸角飽和區 (contact angle saturation)。

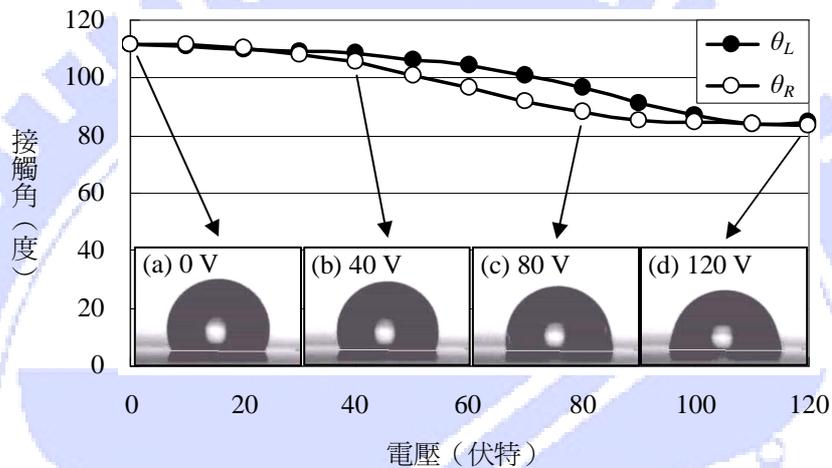


圖 3-7 共平面電極接觸角量測結果

對照前面圖 3-4 電濕潤實驗的結果，在液珠左側的部份，由於下電極是接地，則接觸角 θ_L 反應的情況，會類似於液珠接正，也就是圖 3-4 正極的部份—非對稱現象：接觸角比理論值大。同理，液珠右側的 θ_R ，則會類似於液珠接負 (負極的部份)，跟理論值接近，會有著比較小的接觸角。

由上面的實驗結果得知，AEWOD 現象一樣會發生在共平面電極上，而且在 70 V_{DC} 的時候會有最大接觸角差，若將長條狀電極加寬成為方形電極，使液珠不會被遲滯阻力拉住，理論上液珠是會因接觸角差而被表面張力所推動。因此，下面將以方形電極作測試，應用 AEWOD 現象來驅動液珠。

3-2-3 共平面電極驅動測試

下圖 3-8 是以正方形共平面電極，驅動液珠的結果，其中電極寬度為 1.2 mm，液珠

為 $1.5 \mu\text{l}$ 去離子水。一開始的時候，將左邊電極接 $+70 \text{ V}$ ；右邊接地，則液珠朝左邊移動，參考下圖 3-8(a)，其中白色虛線方框為電極的輪廓。當左邊電極切換到 -70 V 的時候，液珠則會朝右邊移動，如下圖 3-8(b) 所示，可看出液珠的位置，與白色虛線所指液珠在 (a) 圖位置，有著很明顯的位移。若是 $+70 \text{ V}$ 與 -70 V 快速切換的時候，也就是輸入一個方波的訊號，則液珠會在兩電極之間來回振盪，參考下圖 3-8(c)，其輸入的方波為 70 Vp 頻率 15 Hz 頻率 15 Hz 。

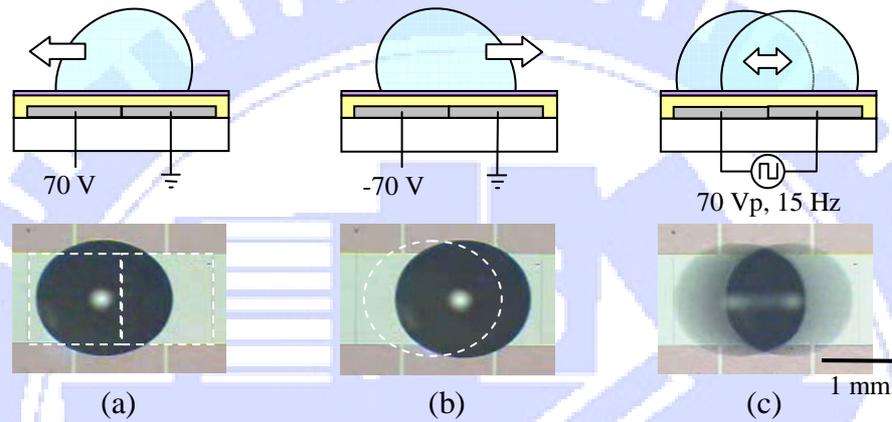


圖 3-8 共平面電極驅動結果

由於液珠來回振盪的速度很快，用一般的攝影機 ($30\sim 60 \text{ fps}$) 無法清楚拍攝到液珠側面的影像，因此跟廠商 (漢翔) 借來高速攝影機 Phantom v7 展示拍攝 (其規格簡列於下表 3-1)，用來初步觀察液珠在振盪時候的瞬間狀態。下圖 3-9 為拍攝到的影像，液珠大小約為 $3 \mu\text{l}$ ，方波為 70 Vp 頻率 10 Hz ，拍攝速度為 400 fps 。

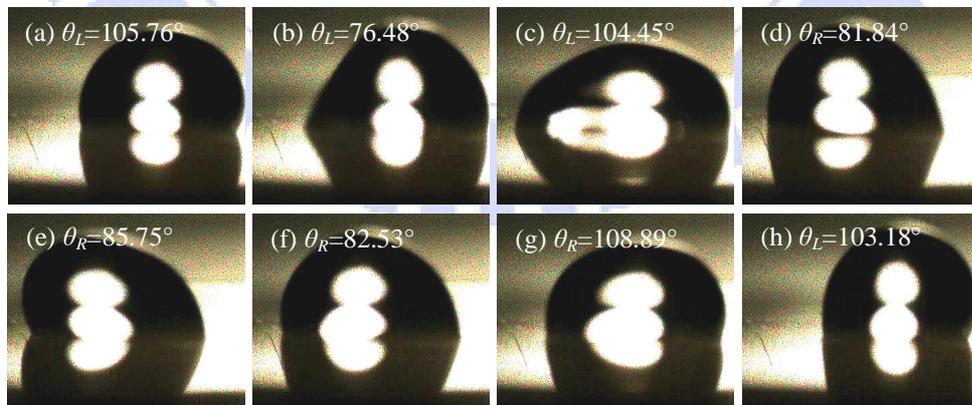


圖 3-9 高速攝影機拍攝液珠振盪的連續照片

一開始液珠在最右邊電極上方，當方波切換時瞬間電壓的變化，使得液珠的接觸角

θ_L 突然改變，由 105.76° 瞬間變成 76.48° ，參考上圖 3-9(b)，隨後液珠才因表面張力作用而被向前拉伸 ((c)圖)，之後本體才跟著往前移動 ((d)圖)。由於慣性力與流體內聚力作用，會使得抵達電極邊緣而停止的液珠在原地搖擺晃動 ((d)-(f)圖)，因此接觸角會因搖擺而有些微的改變。最後，方波再一次切換時，液珠會被拉回到原來的位置。

表 3-1 Phantom v7 高速攝影機規格

感測器型式	SR-CMOS
影像解析度	800 x 600 pixels
顏色解析度	8 bits
拍攝速度	6,688 fps (800 x 600)
	10,101 fps (640 x 480)
	33,057 fps (320 x 240)
	11,527 fps (512 x 512)
	190,476 fps (32 x 32)
感光度	ISO 4800 (灰階)
	ISO 1200 (彩色)

資料來源：Vision Research

至於液珠來回振盪的位移（最左至最右的距離），可經由攝影機的拍攝，之後再分析影片中液珠的位置得到。下圖 3-10 為兩次實驗的結果，隨著方波振幅的提高，液珠的位移也會增加。但是，可以發現實驗一的位移，呈線性的增加，在 40 Vp 的時候，就已經可以達到將近 $100 \mu\text{m}$ ；而此時的實驗二，只有些微的移動，直到 60 Vp 以上的時候，才開始有明顯的位移。不過，到最大 100 Vp 左右的時候，兩實驗的位移都差不多達到 $350 \mu\text{m}$ 。這樣的差異，是由於液珠起始的位置不一樣，實驗一的液珠比較偏離中央，所以一開始低振幅時，會有比較大的力量，但是振幅到一定程度的時候，就有足夠的力量驅動液珠，使其偏離中央，所以到後來兩實驗的位移會慢慢接近。而方波振幅再上去的時候，液珠就被甩出兩電極的範圍之內，因而無法量測。

經由正方形共平面電極的測試，得知液珠可以在兩電極間，會因 AEWOD 的現象和正負切換的方波訊號，而開始來回振盪。下面將以理論分析液珠在方形電極上，AEWOD 的驅動力，以及影響液珠運動的效應有那些。

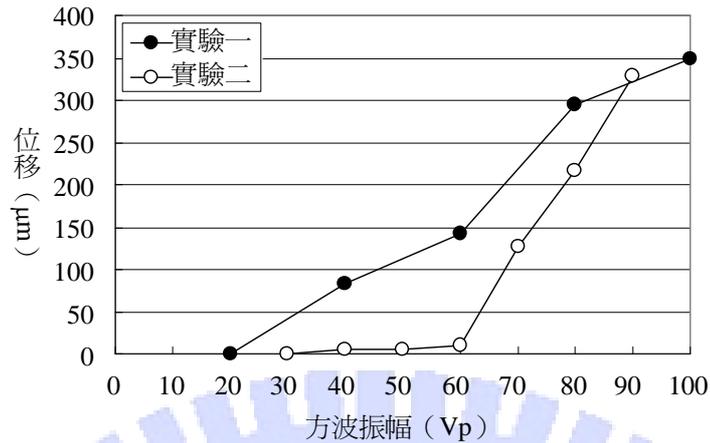


圖 3-10 液珠位移與方波振幅關係圖

3-2-4 理論分析

液珠在共平面電極上的理論分析，可分作兩個部份：(1)先以電路分析，評估在絕緣層上的電壓降，再以(2)幾何分析，對照前面電壓對於接觸角的關係，估計表面張力的作用力，最後便能估計出作用在液珠的力量。

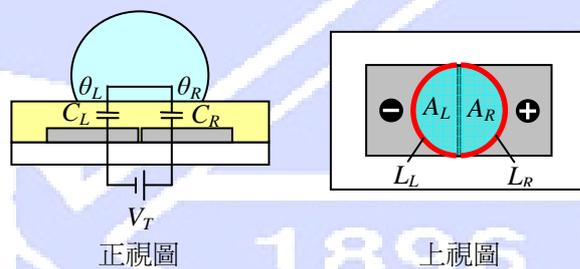


圖 3-11 共平面方形電極電路及表面張力分析圖

首先，考慮液珠在兩電極中央的靜止狀態，系統電路圖如上圖 3-11 所示，當方波的某一個瞬間，施加在兩電極的電壓為 V_T ，由於電極上方有絕緣層，因此電極與液珠之間會形成電容，左邊電極上的電容為 C_L ；右邊的為 C_R ，在迴路中這兩電容是以串聯的形式連接。根據電容串聯定律，跨在電容兩側的壓降 V_L 、 V_R 分別為：

$$V_L = \frac{C_R}{C_L + C_R} \times V_T, V_R = \frac{C_L}{C_L + C_R} \times V_T \quad (3-1)$$

又當介電層厚度固定的時候，電容值會正比於電容板的面積，則壓降與電容板面積的關係為：

$$V_L = \frac{A_R}{A_L + A_R} \times V_T, V_R = \frac{A_L}{A_L + A_R} \times V_T \quad (3-2)$$

其中，電容板面積 A_L 、 A_R 是指電極上方與液珠底部重疊的部份，參考上圖 3-11。

有了液珠底面的壓降之後，接下來，液珠左右兩側的接觸角 θ_L 及 θ_R ，可根據 V_L 及 V_R 對照上圖 3-4 求得，其中 θ_L 對照正電壓區域的接觸角 ($+V_L$)； θ_R 對照負電壓區 ($-V_R$)。又表面張力的力量與接觸線長度 L 成正比，表面張力作用在平面上的力量可表示為 $\gamma_{LG}L\cos\theta$ ，若將作用在液珠兩側的力量平衡後，則液珠受到的淨力 F_{total} 為：

$$F_{total} = \gamma_{LG} \times (L_L \cos\theta_L - L_R \cos\theta_R) \quad (3-3)$$

將共平面方形電極實驗代入公式 3-2 及 3-3， $V_T=70$ V，則兩電極上的跨壓為 $V_L=V_R=35$ V，查表得到液珠兩側的接觸角 $\theta_L=101.22^\circ$ ； $\theta_R=97.12^\circ$ ，因此液珠會朝右邊移動，而液珠開始移動之前的驅動力估計為 $6.17 \mu\text{N}$ 。

接下來，在中央靜止狀態的液珠，受到淨力的作用而開始移動，由於液珠位置一旦偏離中央， A_L 與 A_R 的比例也會跟著改變： A_L 會變小； A_R 會變大，進而影響到兩電極上的跨壓，也就跟著影響兩側的接觸角， θ_L 會變小而 θ_R 會變大，直到兩接觸角相等，同時向右的驅動力會變為零。以上面的例子來說，兩側電壓降 V_L 及 V_R 會分別變成 37.5 V 以及 32.5 V，接觸角約為 99.5° 。此時，若方波的極性瞬間改變，則跨壓不會改變（與液珠位置有關），但左右兩側的接觸角，會變為 $\theta_L=94.5^\circ$ 及 $\theta_R=102.62^\circ$ ，此時反向的驅動力會提高為 $8.97 \mu\text{N}$ 。因此，液珠會瞬間被反向的驅動力拉回。再進一步，若考慮慣性力的作用，則液珠的位置會偏離中央更多，當方波極性切換時，反向的驅動力也會更大，使得液珠有彈跳的現象，瞬間從左邊電極跳到右邊電極，下一瞬間再跳回來，而當方波頻率提高的時候，就會看到液珠在兩電極間振盪。所以，在此方形共平面電極上驅動液珠，會同時有：(1)AEWOD 的效應，使液珠偏離中央、(2)EWOD 的效應，面積不同導致接觸角不同，以及(3)液珠慣性的效應，使液珠偏離中央更多。因而，液珠的大小會直接影響慣性力的作用；方波振幅的高低，會直接影響 EWOD 和 AEWOD 的作用，以及方波的頻率也會影響慣性力，但事實上這三種效應是交互影響的，故在實驗上得對液珠的體積、方波的振幅及頻率做測試，才能獲得較為完整的結果。

3-3 元件設計與測試分析

由前面方形電極驅動實驗中，液珠會在兩電極間來回振盪，若是將方形電極變成不對稱的形狀，則有機會能夠驅動液珠朝單方向移動，因此下面將提出一種非對稱的電極設計，並進行元件性能的測試，最後將以電腦圖解法，分析及評估數種不同的電極。

3-3-1 單向輸送元件之設計

前面的實驗證實，在兩共平面正方形電極上施加方波訊號，可以驅動液珠在兩電極間振盪，其振盪中心在兩電極的中線上，若將原來對稱的正方形電極，改成凸字形的非對稱電極，這會使振盪中心偏離電極中線，當偏向過多的時候，會將液珠推向下一個電極，如此就能單向輸送液珠。電極設計如下圖 3-12(a)所示，凸字形電極就像原來的正方形電極，旁邊黏一塊小的方形電極，間隔連接方波訊號的正極或是負極。這樣設計的優點是結構簡單，而且可以控制無限個電極，也就是可輸送液珠走很長的行程，僅僅只需要兩個接觸窗，大為簡化元件的複雜度。

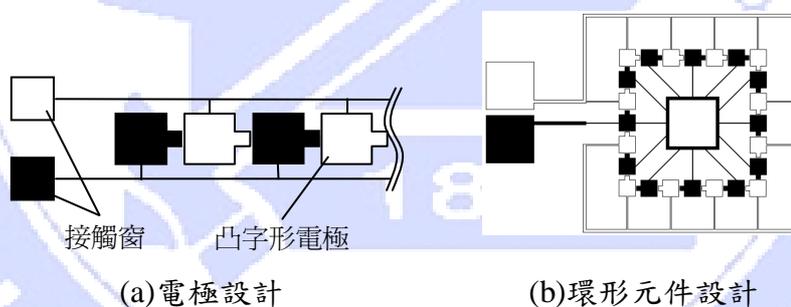


圖 3-11 凸字形元件設計

為了測試電極驅動的特性，將凸字形電極排成一個環形，使液珠可以在環中不停地連續移動，如上圖 3-12(b)所示，最外圈為白色電極公用的匯流排；而最內圈則是給黑色電極用。元件尺寸設計方面，凸字形電極中大方塊為 1 mm^2 ；而小方塊為 $0.3 \text{ mm} \times 0.3 \text{ mm}$ ，電極間隙為 $10 \text{ }\mu\text{m}$ ，共有 24 個電極，一圈液珠的總行程為 31.44 mm 。下面將對此元件進行液珠的驅動測試。

3-3-2 單向液珠輸送測試

前面理論分析中提到，要測試元件的特性，須測試不同體積的液珠，以及不同振幅與頻率的方波，因此測試的方式是選定幾種液珠的體積，藉由調整方波的振幅與頻率，觀測液珠在元件中的運動情況，以找出液珠連續移動的條件。操作時是先固定方波的頻率，再慢慢將方波的振幅提高，以觀察振幅對於液珠的影響。

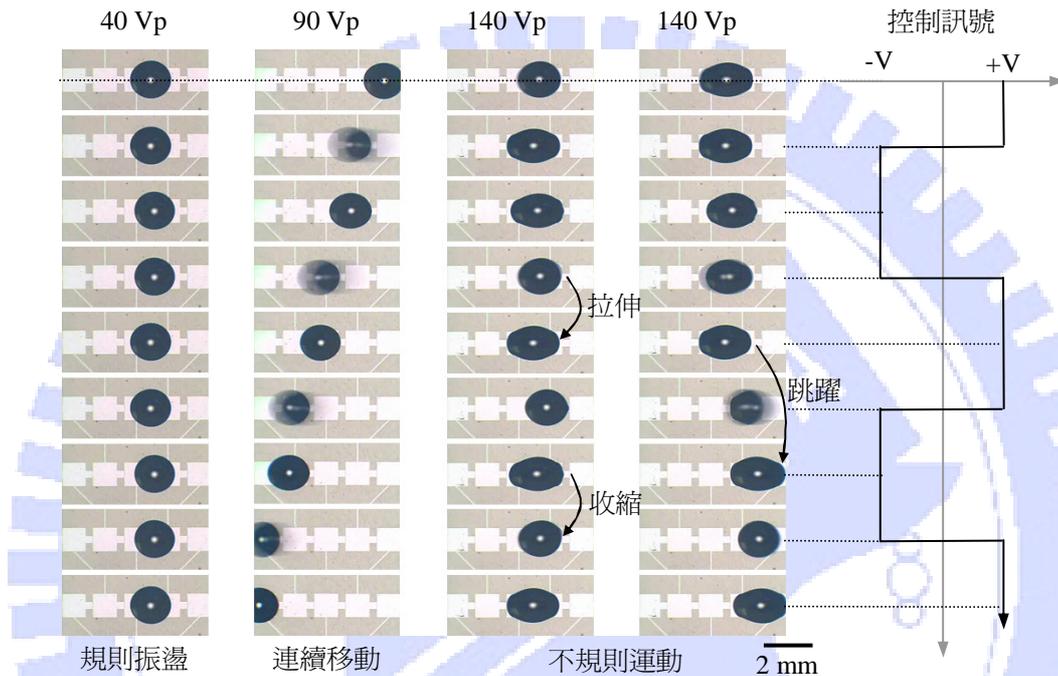


圖 3-13 液珠的三種運動狀態

以 1 Hz 方波為例，隨著振幅的升高，可以觀察到三種主要的運動狀態，參考上圖 3-13，其中液珠為 1.5 μl 的去離子水。當控制訊號的振幅從 0 Vp 慢慢升高到 40 Vp 的時候，液珠由靜止開始慢慢地振盪，隨著控制頻率左右擺動，稱之為「規則振盪」。接下來，振幅升高到 90 Vp 左右的時候，液珠開始一步步向前移動，由於 1 Hz 的方波 1 秒鐘會有兩次的正負切換，因此在此條件下，液珠每秒可以走兩個電極的距離，這樣的運動狀態稱之為「連續移動」。最後振幅提高到 140 Vp 的時候，液珠開始拉伸及收縮，偶而會突然前後跳好幾個電極，極度不規則，稱之為「不規則運動」。

下圖 3-14 是在不同頻率下，1.0 μl 及 1.5 μl 液珠的三種運動狀態的操作區間。由於太小顆的液珠 (< 1.0 μl)，電極對於液珠來說太大，使得液珠很難同時接觸到兩塊電極，容易停在一塊電極上，因而無法產生電濕潤現象；而太大顆的液珠 (> 1.5 μl)，則容易

佔滿兩塊電極，使得液珠只會在兩電極間規則振盪，因此只針對較為可行的兩種體積進行測試。這兩種體積的液珠，底部接觸圓面積與電極大小的比例，分別為：1.06 和 1.39，也就是要稍大於一塊電極的大小。

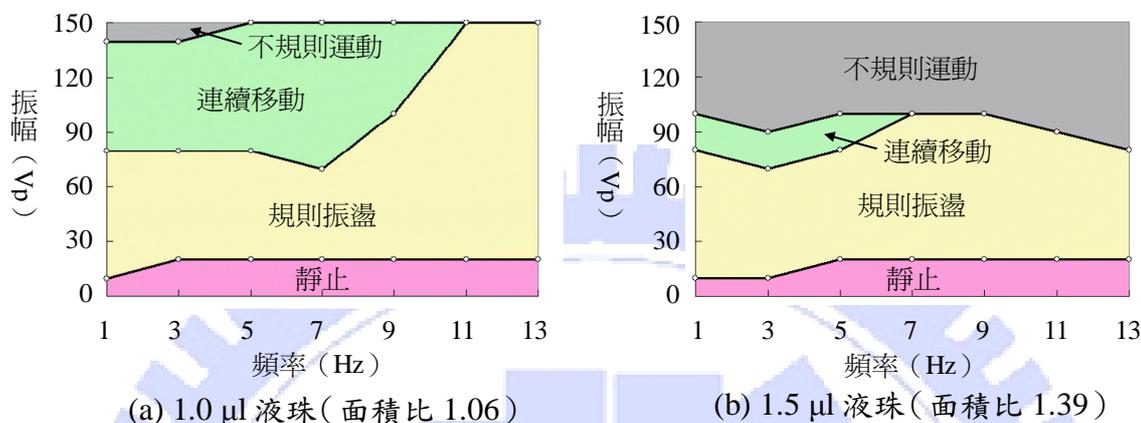


圖 3-14 液珠三種運動狀態的操作區間

先看 1.0 μl 液珠的結果，其連續移動的振幅範圍約在 80~140 Vp，頻率可達 7 Hz，隨著頻率升高，振幅甚至可達 150 Vp，但到達 9 Hz 的時候，要到 100 Vp 液珠才開始有連續移動出現，到了 11 Hz 的時候，液珠已經不會出現連續移動，僅會出現規則振盪，這是由於液珠體積小振盪的速度很快，很難判斷是否為規則振盪，還是不規則運動。因此，在液珠的操控上，頻率越高則連續移動的操作範圍會越小，若以最高可連續移動的頻率 9 Hz 來估計，此驅動液珠的最高速度約為 23.6 mm/s。

另外，1.5 μl 液珠的連續移動範圍約在 80~100 Vp 之間，最高頻率只能到 5 Hz，不同於 1.0 μl 液珠的結果，在高頻的部份 (> 7 Hz)，液珠規則振盪跟不規則運動的分別很明顯，大約以 90 Vp 作為分界，大於 90 Vp 為不規則運動，小於 90 Vp 則為規則振盪，這是由於液珠體積稍大，振盪的速度沒那麼快，仍然可以分辨兩者狀態的不一樣。此時，液珠的最高速度只能到 13.1 mm/s。

下圖 3-15 為 1.0 μl 液珠在環形元件中連續移動的影片，控制訊號為方波 90 Vp 9 Hz，速度為 23.6 mm/s，圖中可以看出，液珠在轉角的地方，一樣可以很順利地轉彎。另外，在驅動液珠連續移動的時候，可以先以較低的頻率及一定的振幅（連續移動區間內），先讓液珠開始移動再提高頻率，經驗上可驅動液珠在較高的頻率，這部份還

要再進一步調查。

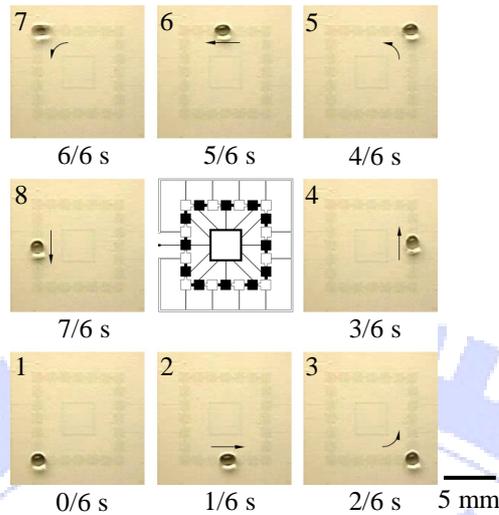


圖 3-15 液珠連續移動的影片

有著上面成功驅動液珠的結果，接下來將以電腦圖解的方法，計算液珠在電極上不同位置的受力情形，並分析幾種電極設計，以評估及找尋較好的電極設計。

3-3-3 元件驅動力計算

由之前的理論分析，AEWOD 的力量跟液珠兩端與電極的接觸線長度，以及電極上的接觸角有關（參考公式 3-3）。因此，對於凸字形非對稱電極的模擬來說，會有兩個關鍵的因素：(1)因為凸字形電極中，大方塊與小方塊的寬度不同，而導致液珠在不同位置，會有不同的接觸線長度，以及(2)在電極上的電壓降，也會因位置不同，而有不同的電壓分配，進而導致接觸角的改變。由於這些變化是跟電極的形狀有關，很難利用解析的方式找出關係式，又如果當電極的形狀很多樣，也會造成關係式的複雜度提高。

因此，在這裡採用電腦圖解法，以 Visual BASIC 撰寫程式，先繪出電極的形狀，再將液珠底面的接觸圓與之疊合，計算疊合後兩者的接觸面積與液珠輪廓線的接觸長度，進而可以計算兩端的壓降，再藉由查表求得兩側的接觸角，最後代入公式求得輸出力的大小。

首先，電極的繪製方面，元件上會排列三個相同的電極，測試兩類共七種形狀的電極，參考下圖 3-16。第一類電極是長度、寬度，以及電極的間距（pitch），分別固定為

1.3 mm、1 mm，及 1.31 mm。電極 1-2、1-3，和 1-4 主要是原始 1-1 電極的變形，只改變小方塊的外形，成為梯形、鈍角三角形，以及銳角三角形。而第二類則是讓電極排列更為緊密，使電極間距則縮小到 1.01 mm 左右，會貼近到前面電極的後面，只留下 10 μm 的間隙。

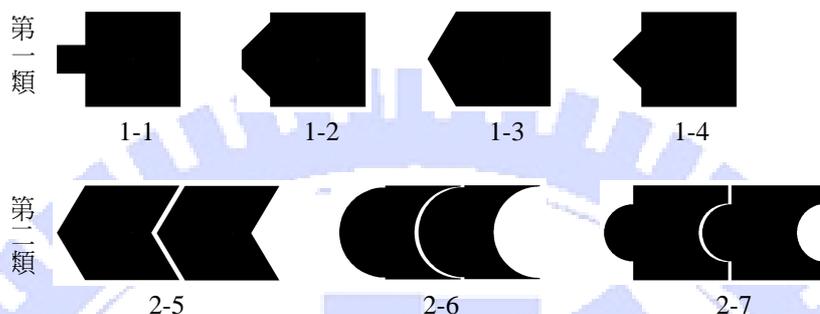


圖 3-16 電極外型設計

液珠底面接觸圓的繪製方面，考慮到實驗中液珠的外形，會依據電極的寬度而改變。下圖 3-17 為液珠在元件通電後的輪廓圖，由三個方向觀測的結果可以發現，液珠底面與試片接觸的部份，呈現橢圓形而非圓形，這是由於電濕潤效應的作用，會使液體比較傾向親水性的表面，因而會集中到電極的上方，而電極的寬度又比液珠自然圓形的直徑來得小，因此會呈現橢圓形的輪廓，其中橢圓的長短軸比 (a/b) 約為 1.42。最後，經由長短軸的比例及電極的寬度，可以繪出適當的橢圓形。

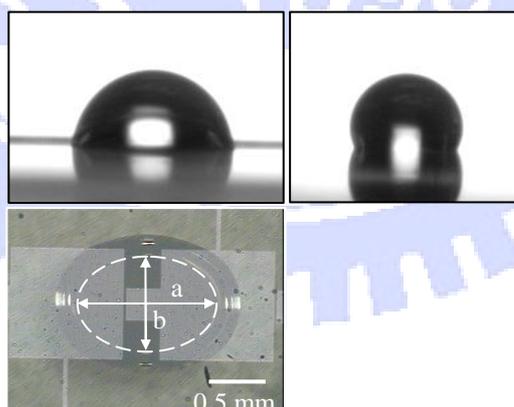


圖 3-17 通電後液珠的輪廓圖

實務上，程式的計算方式為：先繪出電極的圖形，再將液珠底面接觸橢圓，從電極的最旁邊，以每 0.1 mm 的步進與電極疊合，直到液珠位置抵達電極的另一邊，如此便

能計算出液珠在不同位置所產生的力量，藉此評估電極的性能。另外，計算接觸輪廓線與接觸面積的時候，是將圖中每一個像點 (pixel)，定義成 $10\ \mu\text{m}\times 10\ \mu\text{m}$ 大小，經由計算接觸面與接觸線的像點數，可以得到接觸面積，以及接觸輪廓線長度。之後，只要查表並代入公式，便可以計算出作用力的大小。

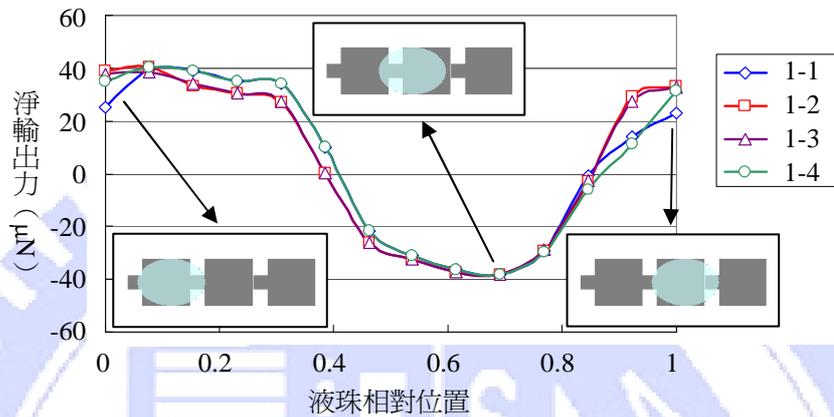


圖 3-18 第一類電極液珠相對位置與輸出力關係圖

上圖 3-18 為第一類電極代入 $90\ \text{Vp}$ 的計算結果。由圖中可以看出，輸出力會隨相對位置改變而改變，而由液珠與電極的相對位置來看，一開始會有一段距離 (0~0.4)，液珠是被拉向右，到了中段區域 (0.4~0.8)，會開始有反向的力量作用，防止液珠向右前進，若液珠能夠突破最大反向作用力 (相對位置 0.7)，則有機會通過中段區域；若無法突破，則會在 0~0.7 之間來回振盪，這結果與實驗結果吻合 (參考圖 3-13)，在低振幅 $40\ \text{Vp}$ 的時候，液珠會在兩電極間來回振盪。另外，若以能量的角度來看，可經由計算圖形底下的面積 (力 \times 位移=功)，估計液珠的能量：以電極 1-1 的結果估計，在 0~0.4 之間前進的能量，會比 0.4~0.8 反向的能量還要大 16%，在這條件下液珠會向右前進。至於電極形狀方面，電極 1-1、1-2，和 1-3 的輸出力的變化都差不多，惟獨在相對位置 0 以及 1 的附近，電極 1-2 和 1-3 表現會比 1-1 好，而且兩種電極的表現都差不多，至於電極 1-4，則是在位置 0~0.5 的位置有較好的表現，而在位置 1 的附近表現中等，前進的能量也大超過 18%。因此，在電極形狀方面，電極 1-4 的設計稍優於電極 1-2 及 1-3。根據初步的測試，電極 1-2 的設計，在固定振幅 $100\ \text{Vp}$ 的條件下，可成功驅動 $1.5\ \mu\text{l}$ 的液珠，由 $5.24\ \text{mm/s}$ 加速到 $68.12\ \text{mm/s}$ ($26\ \text{Hz}$)，遠遠超過之前凸字形電極的紀錄

(23.6 mm/s, 9 Hz)，不過由於沒有經過系統化的調查，所以還不能下定論。

而第二類電極的設計，參考下圖 3-19 (90 Vp 的計算結果)，這三種設計最大反向作用力都比正向力 (往右前進的力) 小一半以上，以能量的角度來看，向右前進的能量也都大於反向能量超過 50% (電極 2-5)，電極 2-6 與 2-7 也有超過 40% 左右，看起來是個相當好的設計，不過這部份還得要經由實驗驗證，方能確定是否真的可以順利地驅動液珠。至於力量輸出方面，電極 2-5 與 2-7 的結果相似，在位置 0.3 與 1 的附近，都具有比較高的輸出力，而在位置 0.5 附近會有最大的反向力。

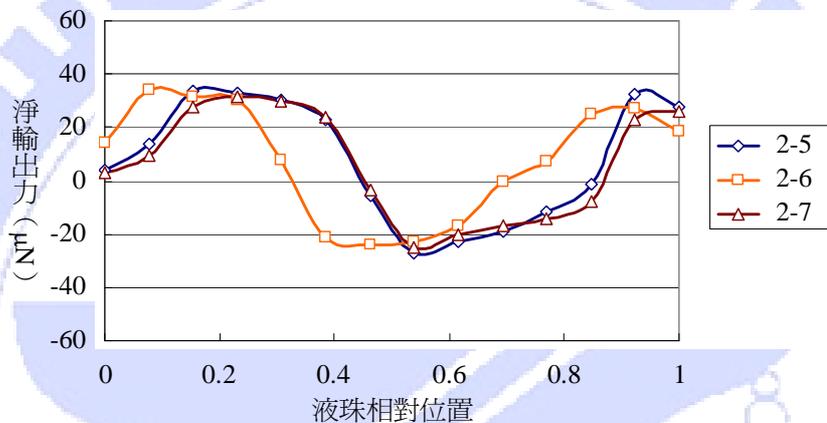


圖 3-19 第二類電極液珠相對位置與輸出力關係圖

3-4 其他溶液與材料的測試

為了深入了解 AEWOD 效應，對於不同溶液，以及不同絕緣層材料的影響，因此進行下面的測試，由於還沒有經過完整且有系統的分析，因此列在本章最後面，作為將來進一步研究的參考。

3-4-1 電解質水溶液的電濕潤實驗

電解質水溶液是常見應用在微流體平台的流體，因此對於 AEWOD 效應是否能正常操作，也是個很重要的問題。這裡針對三種典型的電解質水溶液，分別是 0.1 M HCl、0.1 M KOH，以及 0.1 M KCl，進行電濕潤實驗，觀察這些水溶液在 SU-8 上，是否也會有非對稱的現象。實驗設置如上圖 1-5 所示，電壓是線性的從 0 V 增加到 100 V，分別

量測正電壓區域（液珠接正；下電極接負），與負電壓區域（反接），並以接觸角量測儀紀錄接觸角的變化。

在實驗中發現，施加電壓到一定程度的時候，（KOH 的實驗中，施加電壓約在 50~65 V），SU-8 絕緣層會出現很明顯遭到破壞的痕跡，而且不同水溶液會有不同的情況。下圖 3-20 為 SU-8 絕緣層遭到破壞後的照片，都是液珠接正；電極接負的時候產生的，也就是水溶液中的陽離子，因電場作用而靠近 SU-8 表面，進而破遭到壞。以離子的角度來看，(a)與(c)圖都是受到鉀離子的破壞，導致絕緣層由綠變成褐色，而且下面的 ITO 電極也被破壞，呈現不規則的絲狀，而(b)圖是由氫離子造成的，不過只出現在 SU-8 有缺陷的位置，像是塗佈光阻時包覆的灰塵、微粒等，其他沒有缺陷的位置，則沒有明顯受到破壞的樣子。因此，鉀離子對於 SU-8 的破壞性很強，使用上須特別注意。至於電場相反（液珠接負；電極接正）的時候，絕緣層都沒有明顯被破壞的痕跡，因此可以初步得出：OH 以及 Cl 比較不會破壞 SU-8 的結構。



圖 3-20 不同電解質破壞 SU-8 後的照片

至於接觸角的量測方面，由於有絕緣層被破壞的情形，量測的結果會受到影響，因此需要改進或避免破壞的問題。目前改進的方案有：(1)增加 SU-8 厚度，防止破壞及介電崩潰；(2)在電極與 SU-8 間，沉積較為強壯的絕緣材料，像是氧化矽、氮化矽等，保護 ITO 電極，以及(3)測試新的材料，像是已經證實具有非對稱現象的 Teflon。

3-4-2 以 Parylene 為絕緣層的單向液珠輸送測試

在材料測試方面，第二章中提到的 Parylene 是個不錯的絕緣層材料（參考表 2-2），但是不確定有沒有 AEWOD 的現象，因此直接拿單向液珠驅動的設計，來測試材料的特

性，觀察有無液珠振盪的現象。測試元件是環形凸字形設計（參考上圖 3-11），沉積上約 $1.8\ \mu\text{m}$ 的 Parylene C，以及 $66\ \text{nm}$ 的 Teflon。液珠為 $1.5\ \mu\text{l}$ 去離子水，方波振幅在 $100\sim 200\ \text{Vp}$ 之間，頻率為 $1\ \text{Hz}$ 。下圖 3-21 為不同振幅下，液珠振盪的情形。由下圖可以看出，由於絕緣層較厚，以及介電常數較 SU-8 小，因而驅動電壓也相對地比較高，在 $100\ \text{Vp}$ 的時候，比對上下兩張照片（方波的兩個狀態），發現液珠只有少量位移與變形（會變形代表 EWOD 的力量大到可以改變液珠的外形）。隨著振幅的提高到 $120\sim 140\ \text{Vp}$ ，液珠會稍微跟著方波的切換，而開始有些微的振盪。到了 $160\ \text{Vp}$ 以上的時候，液珠明顯被拉伸延長，但振盪的位移並沒有明顯地增加。

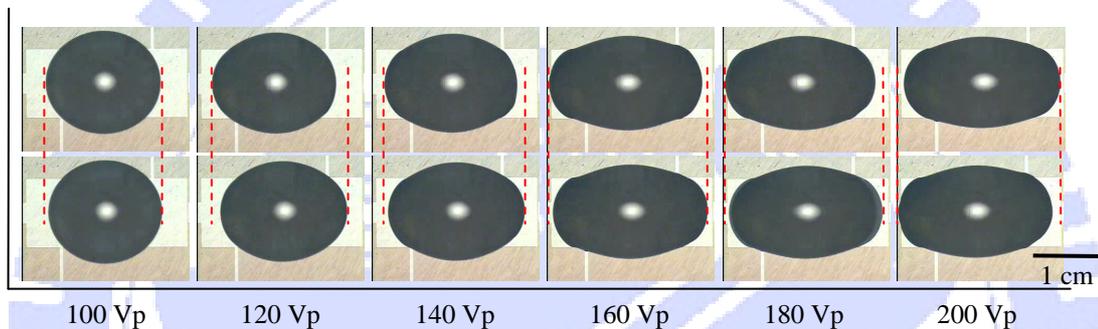


圖 3-21 以 Parylene 為絕緣層液珠振盪的情形

因此，以 Parylene 為絕緣層，不會有明顯的 AEWOD 現象，只大約在 $120\sim 140\ \text{Vp}$ 下，有比較大的振盪位移，但與前面 SU-8 的結果比起來，仍然有著很大的差距。

3-5 結論

在這章中，提出一個新式在開放表面驅動液珠的方法，利用電溼潤原理中的一個特殊非對稱現象，可以在共平面電極上驅動液珠。一開始的時候，先以長條狀共平面電極，觀測到非對稱接觸角的現象，進而以正方形電極測試，方波為控制訊號，發現可以驅動液珠在電極間振盪，並利用高速攝影機，觀察液珠細微的運動狀況，以及理論分析液珠受到的作用力。接下來，提出凸字形電極設計，使液珠因為振盪中心偏離，而會朝單一方向前進，並調查液珠連續移動狀態的操作範圍，成功地展示以非對稱電溼潤效應驅動液珠。最後，利用電腦圖解的方法，評估兩類七種電極的設計，得到幾種可提升性能的方案，提供將來設計時的參考。

第四章 數位流體界面之設計

4-1 界面設計與製程分析

在前面第一章有提到過，流體平台的模組化，有著彈性、經濟以及維修和擴充方便的優點，市面上也已經有連續流式流體平台的模組，然而對於數位流式流體平台來說，還沒有相關的研究或是產品，因此這裡將提出一種流體界面的設計，提供作為數位流體元件模組化的參考。

4-1-1 設計考量

流體元件模組化的關鍵，在於連接界面的設計，需要能夠重複使用 (reusable)，以及具有隨插即用 (plug-and-play) 的設計。而在連續流式的系統中，還得要避免流體的洩漏和減少無效空間。因此在封裝上得要特別注意，像是利用紫外線固化膠 (UV crosslinkable polymer adhesive) 接合，之後再以二氯甲烷去除，達到重複使用的目的[84]；利用 PDMS 製作流道元件，直接與具有驅動器的下板貼合，可達到重複使用與隨插即用的效果[85]，或是以 PDMS[86]、O-ring[87]作為流體管路的密封，若是遇到輸送壓力較高的環境，則需要有固定用的外框，提供管路與晶片間牢靠的連接[88]。

相反地，數位流式的系統不需要封閉的流道，就不會有流體洩漏以及無效空間的問題，也不會因為要驅動流體，而施加較高的壓力，因此在元件的模組化上會更為簡單，使用上也會更為方便，也不會因為模組化而增加太多的成本。接下來，將提出可以重複使用，且具有隨插即用的數位流體界面設計，並進行初步可行性的測試。

4-1-2 概念設計

為了能達到隨插即用的目標，在兩模組間設計一個界面插槽 (socket)，提供模組間的對準、固定，以及訊號傳輸的功能，參考下圖 4-1(a)。插槽內部的兩側，有墊片分隔上板與下板，並在墊片上設計內連接導電板 (interconnection pads)，可以將墊片下平面的電訊號，穿過墊片傳到上平面。另外，在墊片上下兩邊，設計有一組插入導槽 (insertion

guide)，使模組插入的時候，可以相互對準。

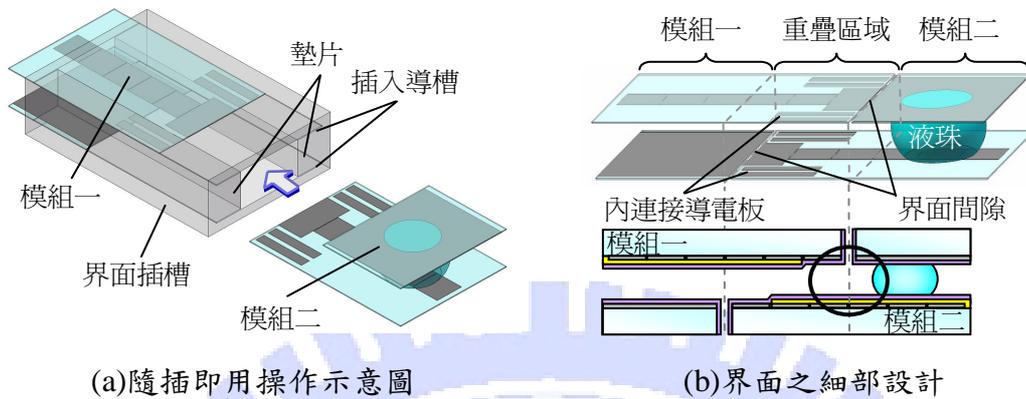


圖 4-1 數位流體界面之概念性設計

界面的設計方面，採用一種長短板的設計，長板上有數個控制電極，以及內連接導電板；而短板上只有接地電極，參考上圖 4-1(b)。當兩模組互相連接時，模組一的長板與模組二的短板對接，兩板間會有一個間隙，稱之「界面間隙」(interface gap)；模組二的長板與模組一的短板對接，也會有一個界面間隙，而在這兩個間隙之間，會出現兩模組的重疊區域 (overlapping region)，液珠會在這個區域內進行兩模組間的交換。另外，為了能讓液珠順利通過界面間隙，在長板的末端設計有一個接地電極，其他都是覆蓋有絕緣層的控制電極，使得液珠在通過的時候，間隙的兩邊都是接地電極，而且間隙的對面有控制電極 (參見圖 4-1(b)中的圓圈處)，可以藉由控制電極拉液珠通過間隙。至於，在長板上的內連接導電板，是為了連接兩長板間的電訊號，透過上面提到的墊片，可以將下方模組二的長板，傳遞到上面模組一的長板。

這樣的設計，好處是可以同時具有電訊號的連接，以及液珠的傳送，不需要另外連接管路或是訊號線，若裝置有其他制動器或感測器，需要訊號的連接，也可以併排導電板，提供更大的擴充性，如此可大幅減少體積，以及提昇操作的方便性，達到所謂隨插即用的目的。

下面將針對這界面設計，進行製程上的測試，並分析不同製程上的差異，提供將來設計及製作上的參考。

4-1-3 製程測試與分析

元件的製程上，採用與前面第二章相同的 ITO PET 基板，搭配 $1\ \mu\text{m}$ SU-8 絕緣層，並根據上面的概念設計，在長板末端設計有接地電極，也就是電極上方無絕緣層，而其他的控制電極，一樣覆蓋上 SU-8，最後整片蓋上一層 $66\ \text{nm}$ Teflon。為了要避免液珠沾黏在界面間隙，在試片邊緣的側壁，須塗佈上 Teflon。而短板跟前面第二章的上板一樣，僅塗佈一層 Teflon，並且在邊緣側壁一樣要塗佈上 Teflon，作斥水性處理。最後，在試片的裁切方面，由於是高分子基板，所以用刀片就能輕易地切割出指定的外形。但是切割的方式，會影響邊緣的外形，下面將探討兩種不同切割方式：刻劃切割（scratched cutting）與垂直切割（perpendicular cutting）的影響。

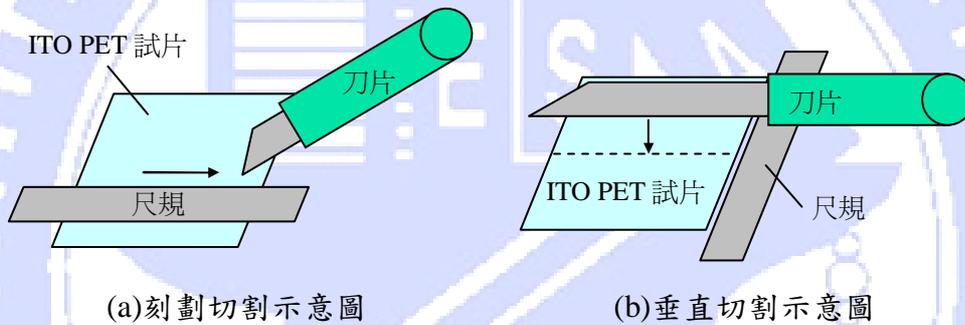


圖 4-2 兩種切割方法示意圖

刻劃切割就是利用刀片劃過試片表面作切割，參考上圖 4-2(a)，一般根據試片厚度，會需要一次或是多次刻劃，以 $175\ \mu\text{m}$ 的 ITO PET 來說，大約要 2~3 次的刻劃，才能使兩試片完全分離。此法好處是可以沿著尺規切割，若要有多樣化的外形，也可以藉由更換不同形狀之尺規達成。要注意的是，由於尺規要貼在試片表面作引導，有可能會刮傷試片表面的 Teflon，因此在實際操作上，尺規得避開電極的位置。

另一種方法—垂直切割（參考上圖 4-2(b)），則是利用刀片垂直切開試片（一刀），尺規在這裡僅作為量測切割距離用，而切口外形則由刀片的形狀決定，因此若要特殊形狀，只能用訂製的刀片裁切。由於此法不需要用到尺規引導，也就不會有尺規刮傷的疑慮。為了操作上（施力）的方便和尺寸精度的控制，另外設計一精密垂直切割台，如下圖 4-3 所示。切割台上裝置有螺旋測微器及方格紙，以精密控制試片的尺寸，並具有導

引規，方便導入試片以及控制切割角，而刀片則是裝置在倒T形手柄上，方便對準後施力切割。

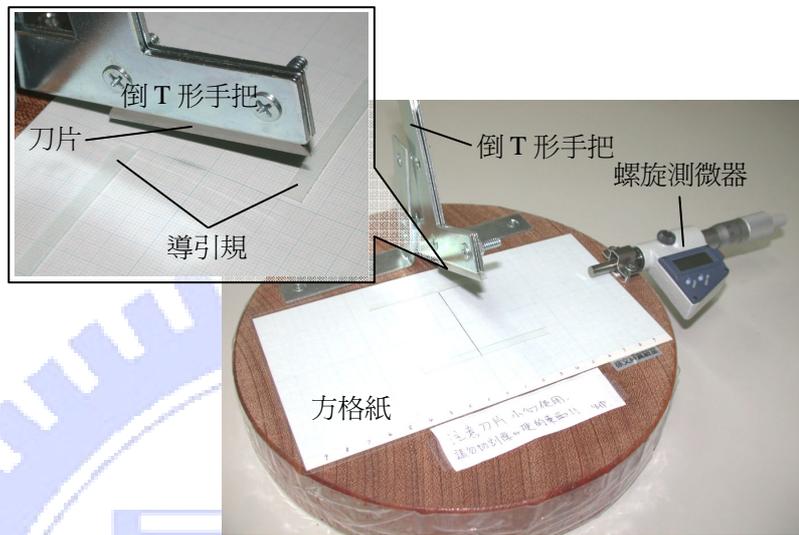
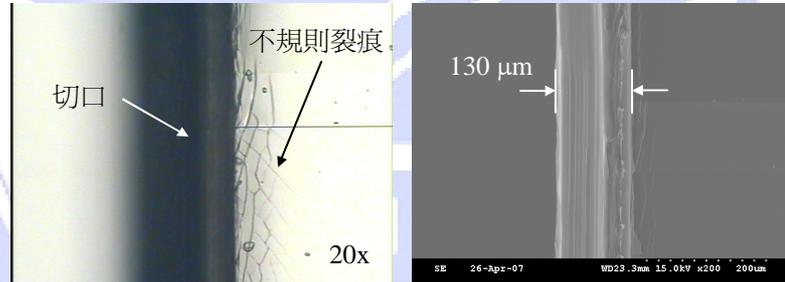
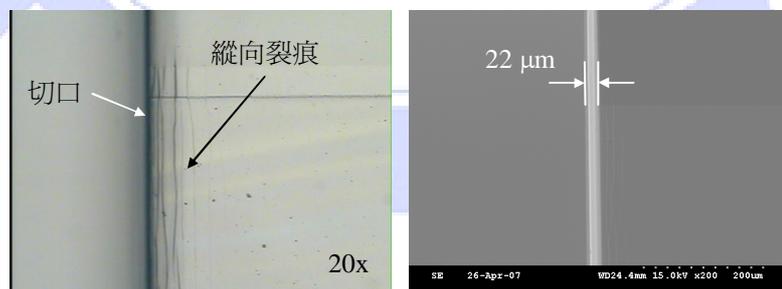


圖 4-3 精密垂直切割台

下圖 4-4 為上述兩種方法切割後，切口的光學顯微鏡 (Optical Microscope, OM) 及掃描式電子顯微鏡 (Scanning Electron Microscope, SEM) 照片。



(a)刻劃切割的切口照片



(b)垂直切割的切口照片

圖 4-4 兩種切割方法切口照片

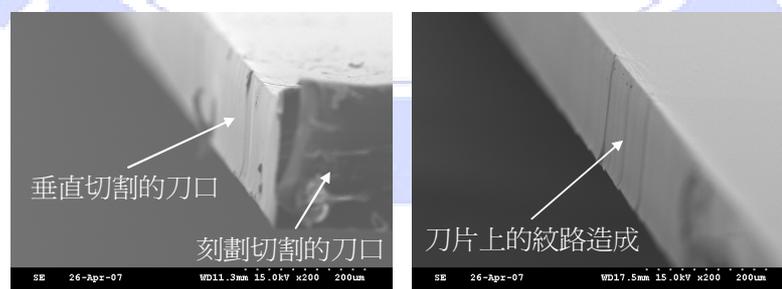
由(a)圖左側的 OM 照片中，可以看出在切口旁邊試片的表面上，有許多不規則裂痕，這是由於切割的時候，刀尖刻劃過去，在區域的部份造成破裂，並沿著切割道兩側

延伸所導致。而在右側 SEM 的照片中，可以觀察到刻劃兩刀所造成的階梯狀切口，是由於前後兩刀位置不同導致，會使得切口擴大將近有 130 μm 寬。反觀垂直切割所造成的切口 (圖 4-4(b))，切割所造成的裂痕為縱向的，由於一刀切下時，切割道旁的材料同時受力，沿著刀口的形狀變形所導致。而由 SEM 照片觀測得知，切口僅 22 μm 寬，加上縱向裂痕的區域，將近 70 μm 寬，跟刻劃的切口比較起來，受影響的區域小很多。

而在切口輪廓方面，參考下圖 4-5，在(a)圖中的切口邊緣，呈現不規則凸起，以及表面粗糙且不平整，這是由於第一刀刻劃的時候，會將原來在切割道上的高分子材料排開，並沿著刀鋒的形狀往兩旁推擠，因此導致此不規則凸起，而表面也因為刀鋒劃過，使得材料磨擦破裂產生粗糙的表面。反觀(b)圖垂直切割的邊緣，則是相當地平整，垂直度也相當地好，惟獨在切口的表面，會因為刀片上有打磨時產生的紋路，而轉印到切口的表面，而其他刀片紋路沒有很明顯的地方，切口表面則會顯得光滑平整。因此，在製程上，關鍵的部位會採用垂直切割，也就是在界面間隙的兩側，而外形的部份則是採用刻劃切割，以獲得較為多變的形狀。



(a)刻劃切割的切口輪廓照片



(b)垂直切割的輪廓照片

圖 4-5 兩種切割方法切口輪廓 SEM 照片

經過上面製程的測試之後，接下來將以上述的製程，製作出元件後，針對界面的設計，進行可行性的評估，與特性上的測試。

4-2 可行性測試

為了要評估此界面設計的可行性，首先要測試液珠是否可以順利跨過界面間隙，因此要針對不同寬度的間隙，進行液珠驅動的調查。下面將先說明實驗的架設，之後再提出測試的結果。

4-2-1 實驗架設

間隙測試的實驗架設，如下圖 4-6 所示，下板上有數個控制電極，上板則是由兩片組成，在兩片上板之間會形成一個間隙，而下板控制電極的間隙，會對準上板間隙的中央，這樣的設置與上圖 4-1(b)中的圓圈一樣。實驗的方式是，先驅動液珠由間隙的左邊，移動到間隙的右邊，再驅動移回左邊，紀錄來回跨過上板間隙的最小驅動電壓。

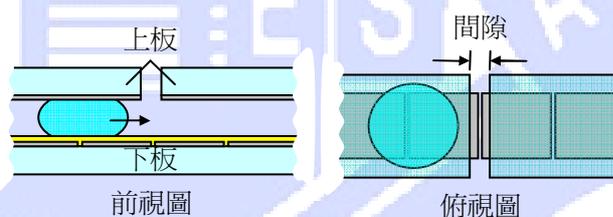
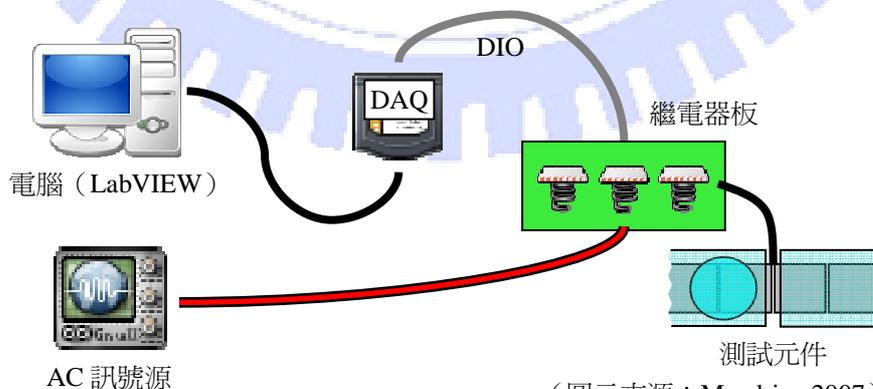


圖 4-6 間隙測試示意圖

另外，為了控制液珠穩定地移動，這裡採用電腦自動控制，架構如下圖 4-7 所示，利用 LabVIEW 軟體，撰寫程式控制資料擷取卡 (Data Acquisition, DAQ) 上的數位輸出入埠 (Digital I/O, DIO)，再透過 DIO 單獨控制繼電器板 (relay board) 上的繼電器，進而操控每一個電極通電或是接地的狀態。



(圖示來源：Mandriva 2007)

圖 4-7 電腦控制架構示意圖

這裡的 DAQ 卡是採用 NI USB-6008，以 USB 與電腦連接，且具有 12 個獨立的 DIO，其規格簡列於下表 4-1 中。由於 DIO 是開汲極（open drain）設計，所以電路接法是先由 +5 V_{DC} 電源供應的腳位，接到繼電器的訊號輸入腳位上，再由繼電器接回到 DIO 的腳位，因此當 DIO 腳位的電位為 0 時，會使繼電器作動，反之電位為 +5 V_{DC} 的時候，繼電器不作動。這與一般的習慣相反（高電位作動；低電位不作動），因此需透過軟體的設計，讓繼電器的動作符合人的習慣。

表 4-1 NI USB-6008 資料擷取卡規格表

類比輸出	頻道數	2
	解析度	12 bits
	更新率	150 Hz
	輸出範圍	0 ~ +5 V
	輸出電流	5 mA
數位輸出入	頻道數	12
	輸出驅動類型	開汲極
	絕對電壓範圍	-0.5 ~ +5.8 V
電源供應	+5 V 輸出最大電流	200 mA
	+2.5 V 輸出最大電流	1 mA

資料來源：美國國家儀器

下圖 4-8 為繼電器板的照片。為了確保電路連接的可靠度，這裡的繼電器板採用印刷電路板製作，以市售的感光電路板（台灣金電子 GS1015），配合光罩繪圖軟體（Tanner EDAL-Edit）繪製電路圖，再以印表機在投影片上印出電路圖形（需兩張投影片疊合，以獲得較好的圖形品質），最後以日光燈曝光，顯影後用氯化鐵蝕刻出電路圖形。



圖 4-8 繼電器板照片

電路的設計方面，是前面第二章手動訊號控制板（參考圖 2-9(b)）的進階，一樣具有 17 條獨立的線路，分別由 17 個繼電器控制，最後一樣輸出到夾式連接器。為了確保元件安全，在 DIO 與繼電器之間，設計一組指撥開關，可以單獨切斷 DIO 與繼電器間的連線，或是將全部繼電器斷電，如此可針對不同元件的需求，調整 DIO 控制的腳位，避免因程式的誤動作，造成元件的傷害。在訊號輸出的部份，一共設計兩組輸出，一組正接，也就是繼電器 1 號連接到夾式連接器 1 號腳位，與一組反接（繼電器 1 號連接到 17 號腳位），預留將來給特殊情況使用。

繼電器的選用方面，這裡是採用 Fujitsu Takamisawa 的 SY-5-K 訊號切換用（signal switching）繼電器，其規格簡列於下表 4-2 中。首先，考慮元件的操作電壓，約在 140 V_{AC} 以下，剛好符合此繼電器的操作範圍，而且 DAQ 的 +5 V_{DC} 輸出，也滿足該繼電器的操作電壓，而最大輸出電流為 200 mA，也遠遠滿足一顆所需的 30 mA，由規格上看來，至少可以同時驅動 6 顆繼電器。最後，其反應速度為 7 ms（操作時 5 ms 加上釋放時 2 ms），則切換頻率最高可達約 140 Hz。若以最高切換速度計算，此繼電器機械上的壽命約 9.92 個小時；而電子上僅約 11.9 分鐘。

表 4-2 Fujitsu Takamisawa SY-5-K 繼電器規格表

接點	接觸電阻	100 mΩ
	操作範圍	0.5 A, 120 V _{AC} 1.0 A, 24 V _{DC}
	最大承受電流	2 A
	最大切換功率	60 AV / 24W
線圈	操作電壓	5 V _{DC}
	操作功率	150 mW
反應速度	操作時	5 ms
	釋放時	2 ms
絕緣特性	電阻	1000 MΩ
	介電強度（接點間）	400 V _{AC} , 1 min
	介電強度（線圈與接點間）	1000 V _{AC} , 1 min
壽命	機械結構	5×10 ⁶
	電子接點	1×10 ⁵

資料來源：Fujitsu Takamisawa

控制程式的撰寫方面，採用三階層的程式架構：第一層是最底層—DAQ 層，設定繼電器板與 DAQ 電路的連接，使軟體設定與硬體狀態一致，由外部產生控制訊號，透過這層程式的轉換，最後輸出給 DAQ 作動；第二層是面板層，提供與繼電器同步操控，與狀態顯示的手動控制面板，也可單獨產生手動操作的控制訊號，輸出給 DAQ 層執行動作，最後一層是自控層，提供程序上的控制，可自由設定操控順序，並透過面板層顯示繼電器的狀態，最後輸出給 DAQ 層執行。

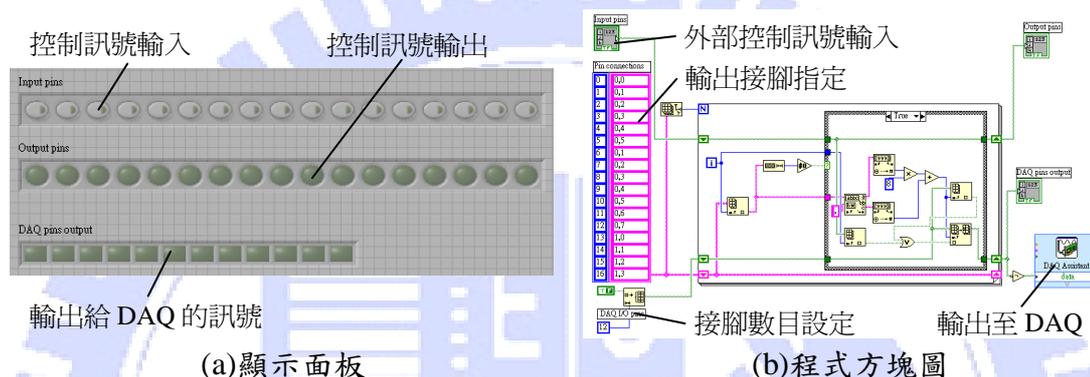


圖 4-9 控制程式—DAQ 層的顯示面板及程式方塊圖

上圖 4-9 為 DAQ 層的顯示面板和程式方塊圖。在(a)圖顯示面板中，可以顯示輸出的控制訊號，以及實際輸出給 DAQ 接腳的訊號。這樣的設計是方便將來程式除錯，可以監看輸出入與輸出給 DAQ 的訊號，若輸出接腳未指定，就算有控制訊號的輸入，其對映的燈號會點亮，但控制訊號輸出的燈號不會跟著顯示，也不會輸出給 DAQ。而在程式的設定上（參考圖 4-9(b)），須設定「輸出接腳指定」的欄位，使程式內部的編號與實際 DAQ 上的接腳能正確對映，其中 0,0 表示 DAQ 的 P0.0 腳位；1,3 表 P1.3 腳位，空白則表示未指定。另外，為了程式的彈性，有提供 DAQ 的「接腳數目設定」，當更換 DAQ 或是調整設定的時候，可以隨之改變輸出接腳數。而 DAQ Assistant 的設定方面，須指定「line output」並把所需的接腳，依順序排列（P0.0—P0.1—P0.2~P1.3），以便程式的計算。

這樣的設計，把跟硬體有關的設定都包裝在一個程式裡，好處是可以使主程式獨立於裝置之外，當更換硬體設定或架構時，尤其是 DAQ 更換的時候，也都不需更動到主程式，或是上層軟體的更新與擴充，也都跟這層無關，使得程式的撰寫更單純。

接下來，面板層主要是負責繼電器的燈號顯示，以及手動操作的面板，參考下圖 4-10(a)。顯示面板上有繼電器的燈號，會對映到夾式連接器的腳位，指示其作動狀態，而下方有手動按鈕，可以在電腦螢幕上，操作繼電器的動作。另外，在面板的左上角有手動開關，可以決定獨立執行的手動狀態，或是接受上層控制訊號的顯示狀態。而在內部程式方面（參考 4-10(b)），僅處理手動按鈕或外部輸入的訊號，處理後輸出至 DAQ 層，並以燈號顯示作動的狀態。

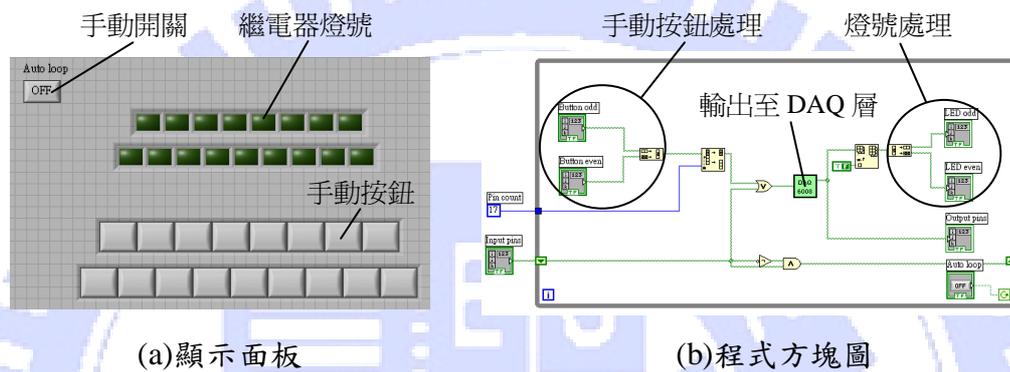


圖 4-10 控制程式一面板層的顯示面板及程式方塊圖

最後自控層的部份，這裡設計有兩種程式：電極掃描程式，以及電極循環控制程式。前者是用來掃描特定範圍，在指定的電極間來回通電，一次打開一個電極，可應用於驅動液珠在數個電極間，來回運動之用；而後者是用來循環控制電極，可將數個電極編列成組，不斷循環啟動組內的數個電極，此程式可應用於多電極元件的控制之用。

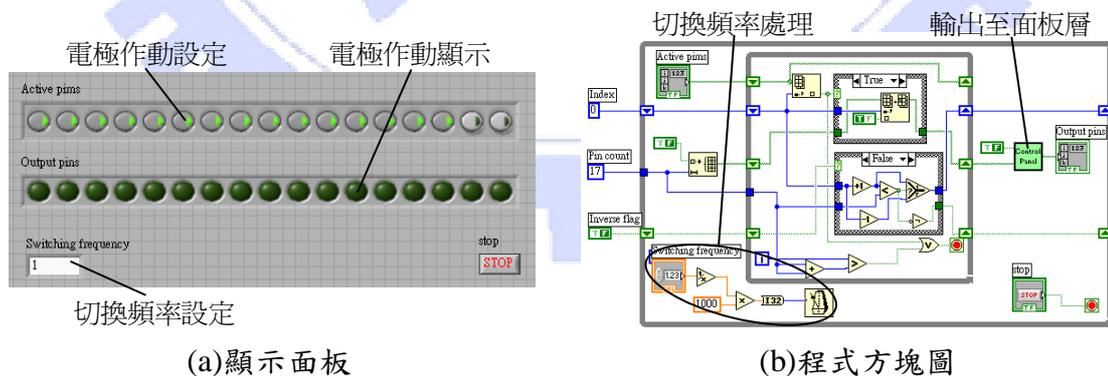


圖 4-11 控制程式一自控層之電極掃描程式

上圖 4-11 為電極掃描程式的顯示面板與程式方塊圖。參考(a)圖，在顯示面板上有「電極作動設定」，可以指定那些電極要掃描，而下方有「電極作動顯示」，指示目前作

動的電極，以及切換頻率設定，可決定電極與電極間切換的頻率（1 Hz 表示每秒切換一次電極）。而程式的部份，參考(b)圖，有切換頻率處理程式，控制整個迴圈的每一輪的時間，以及中間的迴圈是根據電極作動設定，來判斷及處理電極作動的順序，最後輸出到面板層。

另一支程式，電極循環控制程式，如下圖 4-12 所示。在面板中可以控制循環的正反轉，也就是可以控制液珠前進或後退，或是兩組同時啟動，讓液珠同時受到兩組電極的驅動，增加驅動的效果，以及可調整切換頻率，以便控制液珠的速度。在程式方面，「電極組的設定」負責指定哪些電極集成成一組，以電極編號指定，例如下圖中第一組電極為「0,4,9,12,16」，將來驅動的時候，這 5 個電極將會同時作動；同理，第四組電極則為「2,14」。在各組電極驅動的順序上，可藉由指定「控制序列設定」達成，正轉就是按照這序列的順序操作，反轉就是反過來操作。最後，產生的控制訊號，一樣會輸出到面板層，藉由面板的顯示，監控電極的運作。

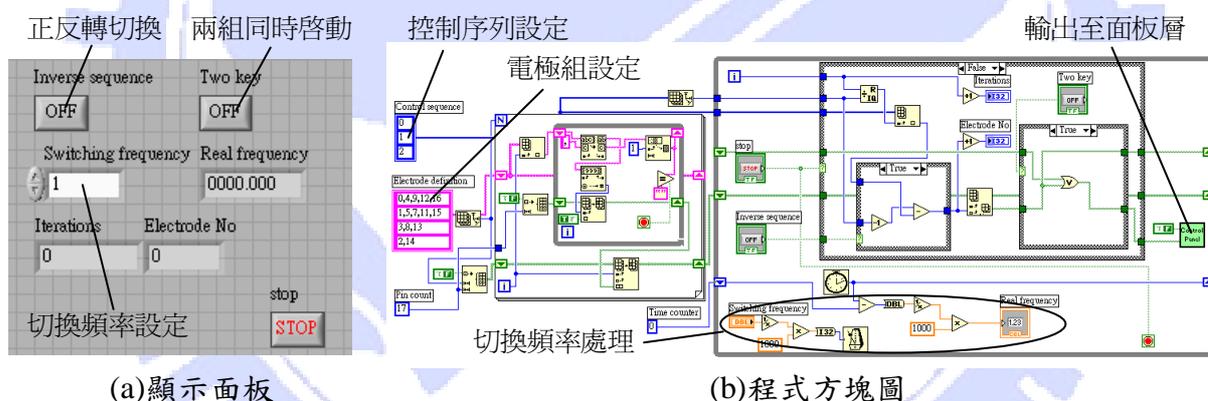


圖 4-12 控制程式－自控層之電極循環控制程式

另外，這裡一樣有切換頻率處理程式，不過還多了一組計算消耗時間的程式，可以計算並顯示實際速度（以切換頻率表示）。實測的方面，直接在一台電腦（AMD Althon 2800+，512 MB）上，測試電腦與 DAQ 的反應速度，若只開循環控制程式的話，切換頻率最高可達 250 Hz；若是開面板層監看電極的運作情形，則最高速度降為 166~200 Hz，最後如果三層的顯示面板都開啟的話，速度則會降為 142~166 Hz。這樣的速度，對於操控反應速度為 140 Hz 的繼電器來說剛好適用。接下來，將以上面的實驗架設，進行間隙測試，以驗證界面設計的可行性。

4-2-2 間隙測試結果

以上面的實驗架設，採用電極掃描程式進行液珠的驅動，測試元件的電極大小是 $1.5\text{ mm}\times 1.5\text{ mm}$ ，墊片厚 0.5 mm ，讓液珠在六個電極間來回移動（間隙左右各三個電極），並調整不同的間隙大小（ 0 、 50 、 200 ，和 $350\text{ }\mu\text{m}$ ），以及液珠體積（ 1.5 、 2.5 和 $3.5\text{ }\mu\text{l}$ ），記錄可以跨過間隙最小的驅動電壓（測試電壓範圍為 $0\sim 140\text{ V}_{AC}$ ， 2 kHz 正弦波）。而實驗的操作程序是先啟動程式，讓通電狀態的電極來回掃描，觀察液珠是否能跟著通電的電極，來回跨過上板間隙，若是無法通過，便提高驅動電壓，直到可以通過為止。

下圖 4-13 為液珠無法通過間隙的連續照片，分別從俯視與前視的角度，紀錄液珠在間隙附近的情況。其中，間隙寬度為 $200\text{ }\mu\text{m}$ ，液珠為 $2.5\text{ }\mu\text{l}$ ，驅動電壓為 80 V_{AC} ，而在前視角的照片中，紅色方塊及白色方框，分別為通電及接地狀態的電極。由圖(a)-(1)中可以看出，剛開始液珠會稍微凸出左上板，當切換電極到間隙右側的時候，液珠的液面會被拉往右（見(a)-(2)圖），但由於力量不夠，無法再拉液面往右，讓液珠可以接觸到下一個電極。而從前視的角度看去，液珠右側底部的接觸角有明顯地變小，但當通電的電極向右切換的時候，液珠底部的電濕潤效應消失，表面恢復到原來斥水性的狀態，液珠便停留在原來間隙的左側。由於後退接觸角的關係，液珠的液面只會稍微退後。

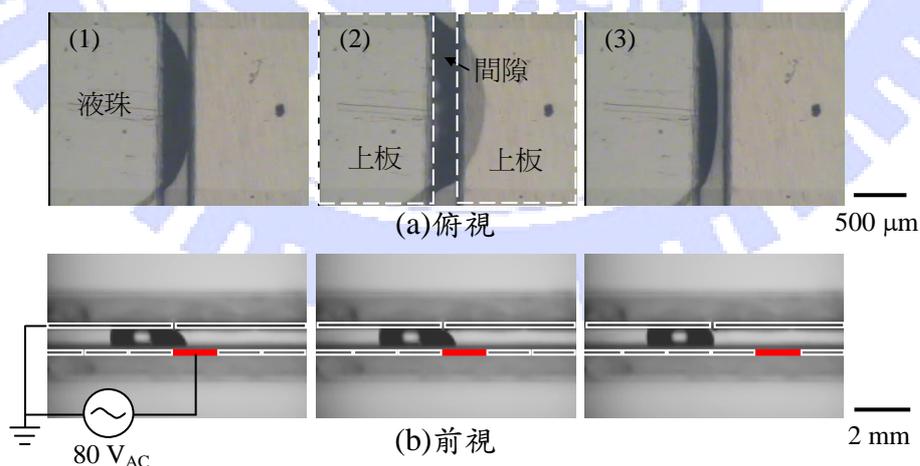


圖 4-13 液珠未通過間隙之影片

當驅動電壓提高到 100 V_{AC} 的時候，參考下圖 4-14，液珠會突然跨過間隙，最後隨

著下一個電極的通電而被往右帶走。在前視角度的影片中，可以看出液珠的液面，因 EWOD 的力量而向右拉伸，此時是由左側上板與下板所產生的力量造成，若力量大到可以把液面碰觸到右側上板，則液珠會順勢被右側上板與下板產生的力量，快速地拉往右跑，進而跨過間隙。

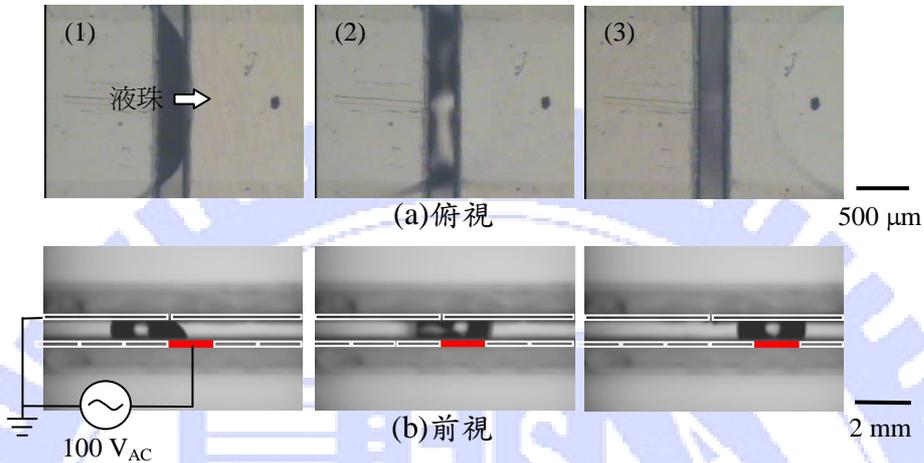


圖 4-14 液珠通過間隙之影片

因此，液珠能否跨過間隙，會跟驅動電壓與間隙寬度有關，又由於液珠的大小對驅動電壓也會有影響，因而液珠的大小也是一個影響因素。接下來，便針對不同寬度的間隙，與不同大小的液珠進行調查，測試的結果如下圖 4-15 所示。其中，間隙大小 $0\ \mu\text{m}$ 是直接測試一片上板的結果。

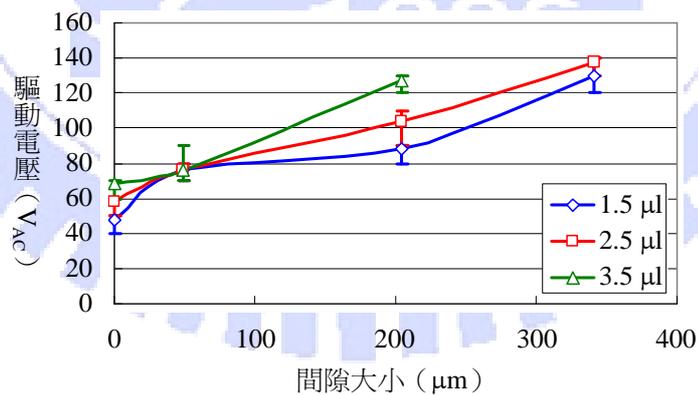


圖 4-15 間隙測試結果

由上圖 4-15 可以看出，間隙越寬所需的驅動電壓會越高，這是由於要克服流體的內聚力，把液珠的液面拉過間隙，碰觸到另一片上板，會隨著間隙寬度的增加，而需要較大的力量。而液珠體積越大，所需的電壓也會越高，這是由於第二章所提出的遲滯阻

力，會隨液珠底面圓的增加，也就是液珠體積的增加，而使阻力也跟著增加。另外，值得注意的是在間隙寬度 $50\ \mu\text{m}$ 時，三種體積的液珠均需要將近 $80\ \text{V}_{\text{AC}}$ 才能跨過，若先不考慮 $0\ \mu\text{m}$ 間隙的結果（由於實驗設置不同），表示要能克服流體內聚力，拉液珠液面跨過間隙，最小施加的力量是 $40\ \mu\text{N}$ （以 $80\ \text{V}_{\text{AC}}$ 代入公式 2-6），而遲滯阻力依不同液珠體積，約在 $2.17\sim 12.87\ \mu\text{N}$ （以 1.5 、 2.5 和 $3.5\ \mu\text{l}$ 代入公式 2-9）之間，則跨過此間隙所需的力量約為 $30\ \mu\text{N}$ 。若考慮驅動電壓 $70\ \text{V}_{\text{AC}}$ ，則產生的力量約為 $30\ \mu\text{N}$ ，剛好為跨過間隙所需的力量，因此單以 $70\ \text{V}_{\text{AC}}$ 的電濕潤力量，並不足以驅動液珠跨過間隙，故在圖中三種體積的液珠，會剛好匯集在一點。

經由上面測試，液珠可以順利地通過上板間隙，對於界面設計的可行性，已得到初步的證實，接下來將實際測試該界面設計，並觀察液珠在界面的情況。

4-2-3 界面輸送測試

對於界面設計的測試方面，元件是由兩片長板與短板組合而成，在長板上的控制電極大小，與前面間隙測試一樣為 $1.5\ \text{mm}\times 1.5\ \text{mm}$ ，並採用 3 相匯流排設計（參考圖 2-7(b)），以減少接觸窗數量，至於墊片也是一樣為 $0.5\ \text{mm}$ 厚。

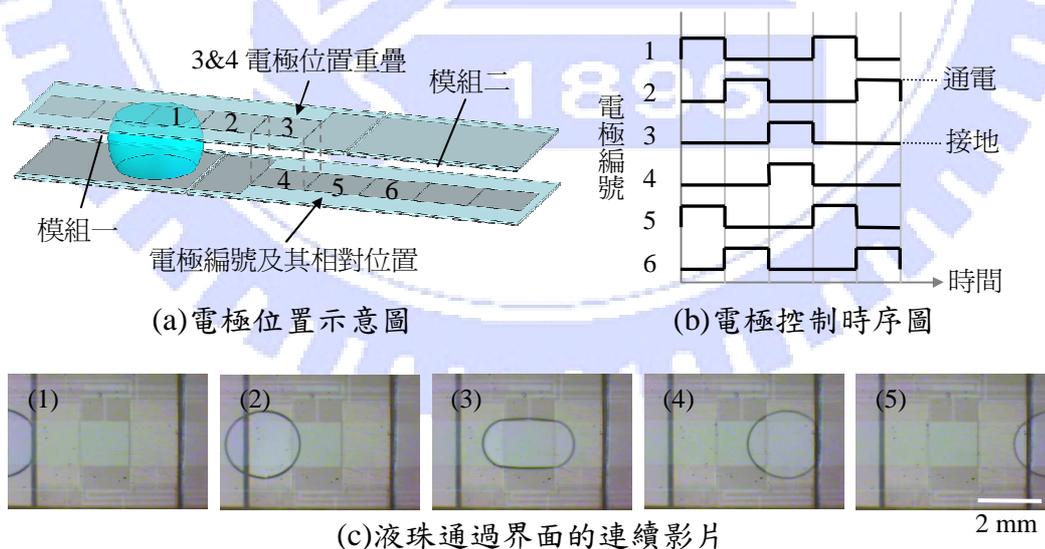


圖 4-16 界面輸送測試結果

而兩片長板的對準，如上圖 4-16(a)所示，在界面上一共有 6 個電極參與液珠的傳送：模組一的電極 1、2、3，以及模組二的電極 4、5、6，其中模組一的電極 3 與模組

二的電極 4，位於兩模組重疊區域的中央，而且水平位置重疊。上圖 4-16(b)為驅動液珠時，電極狀態的時序圖，其中電極 1 與 5、2 與 6，以及 3 與 4 同步（3 相）。最後，以 80 V_{AC} 驅動的結果，如 4-16(c)所示，一開始液珠會停在界面間隙前，當電極 2 通電之後，液珠跨過左側界面間隙，但部分液珠仍留在電極 1 上。接下來當電極 3&4 通電之後，由於上下兩電極同時驅動，使得上下兩面都變親水性，導致液珠變形以符合電極形狀。之後電極 5 通電，液珠一樣停在界面間隙前，隨著電極 6 通電後，液珠得以跨過右側的界面間隙，最後整個液珠通過界面。

經由上面兩個實驗的測試，成功證實此數位流體界面的可行性，下面將應用這個流體界面，提出幾種模組的設計，並進行組裝測試。

4-3 模組設計製造與測試

為了實作出模組化的流體平台，這裡設計三種基本的模組：(1)基礎模組 (base module)，這是模組化流體平台中最基本的單元，提供內部液珠的傳送，以及外部控制訊號的輸出入，其他功能性的模組，也都是由這個模組連接出去；(2)可撓式模組 (flexible module)，則是將前面第二章可撓式 EWOD 元件，模組化之後的產物，可以依照需求彎曲，並提供液珠的操控，以及(3)連接器模組 (connecting module)，是設計用來連接兩個相同的模組。而最後模組的測試，是將三個模組結合在一起，形成環形流體平台，並驅動液珠在該平台中運動，作為模組化流體平台的展示。

4-3-1 基礎模組之設計與製造

基礎模組是一個結合數位流體元件、模組化界面設計，和輸出入接觸窗功能的模組，具有一組 3 相匯流排設計的 EWOD 元件，提供內部液珠的輸送，以及兩組數位流體界面供模組連接用，並以接觸窗連接模組內元件與外部訊號源，其結構設計是參考前面提出的流體界面（圖 4-1），並整合其他功能而成。基礎模組主要是由五個部分組成，參考下圖 4-17(a)，內部是雙層板設計的 EWOD 元件，包括短板、PCB 墊片，以及長板，

外面用上下插槽板包覆，作為模組的外殼和內部元件的固定用。在元件的長板上，設計有控制電極、接地電極、內連接導電板，以及接觸窗，而短板上只有一整塊的接地電極。至於墊片的部份，為了要能將控制訊號，從長板上的接觸窗，透過內連接導電板，穿過墊片傳遞到短板上，這裡採用雙面印刷電路板作為墊片（PCB 墊片），兩面都有製作有內連接導電板，並且可互相導通。最後在界面插槽的部份，分別在上下插槽板上，製作有插入導槽，供將來引導模組插入，定位到正確位置，參考下圖 4-17(b)。

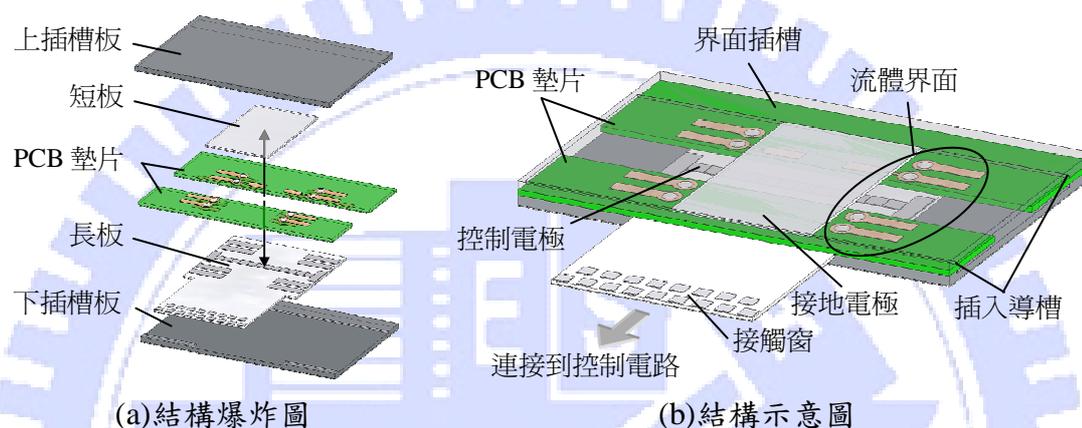


圖 4-17 基礎模組設計示意圖

模組製程的部份，內部的 EWOD 元件，採用與前面製程測試相同的結構，並用垂直切割，裁切長短板兩側的邊緣。至於中間的 PCB 墊片，則是用雙面感光電路板（台灣金電子 GD1015-0.4），以原廠的顯影蝕刻製程，製作出內連接導電板，再裁切出兩長條狀的 PCB 墊片，參考上圖 4-17(a)。而上下兩面導電板的連接方面，參考工業上印刷電路板技術，一般都是先以機械的方式鑽孔[89]，再以化學的方式電鍍該貫通孔[90]，對於少量測試來說，設備的取得是一個問題。因此，剛開始的時候，嘗試使用烙鐵將鉛錫填入孔中，如下圖 4-18(a)所示，由於鉛錫在 PCB 板上的接觸角很大，因此不易填入孔中，並會在孔外與銅電極形成凸塊，不利於墊片厚度的控制。

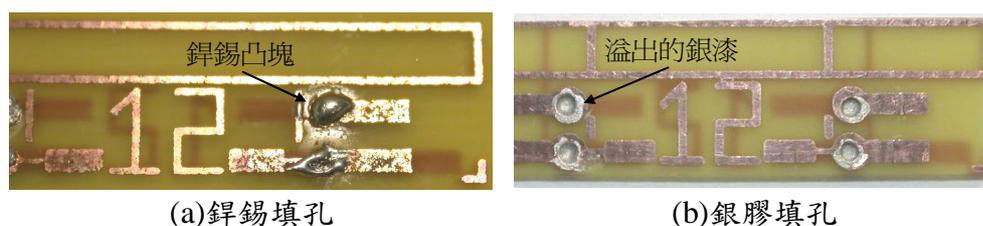


圖 4-18 兩種貫孔方式測試的結果照片

後來，參考松下電子部品株式會社的銀漆貫孔製程 (Any-Layer, Inner Via Hole, ALIVH)[90]，採用導電銀漆填入孔中，導通上下兩面的導電板。測試結果如上圖 4-18(b) 所示，銀漆可以順利附著在貫通孔，只有些許的溢出。由於銀漆的附著力不佳，在導電板上的銀漆，有可能會被插入的模組刮除，為防止銀漆的剝離，使導電效果變差，因此將貫通孔移到插入導槽的外側，如下圖 4-19 所示。這是一種所謂孔與板分離的設計 (via off pad)，也是因純手工製造所產生的妥協，若是採用工業上的印刷電路板製程，則可以達到孔在板中 (via in pad)，或甚至孔在板上 (via on pad) [90] 的設計，如此便能大幅縮減體積，以及降低製作成本。

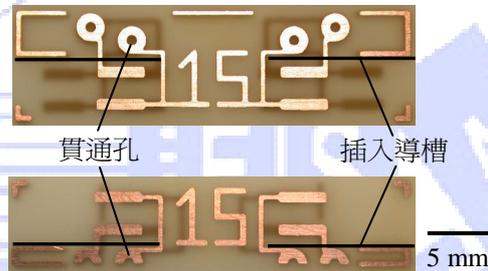


圖 4-19 PCB 墊片改進設計的結果照片

最後，切割兩塊 30 mm×19 mm×1 mm 大小的玻璃片，作為上下插槽板，由於上下兩板要提供一定的下壓力，使模組與 PCB 墊片間有良好的接觸，因此採用硬式的玻璃片，若用相同厚度的塑膠片，則容易會有施力不均的問題。然後將兩片 PCB 墊片，用雙面膠分別貼在上下插槽板上，而雙面膠的邊緣，就是自然形成的插入導槽。接下來，為了安裝及對準上的方便，將對齊好的上下插槽板，其中一邊塗上強力膠 (橡膠)，形成橡膠角鏈，將來安裝長短板的時候，只要掀開上插槽板即可 (參考下圖 4-20)。

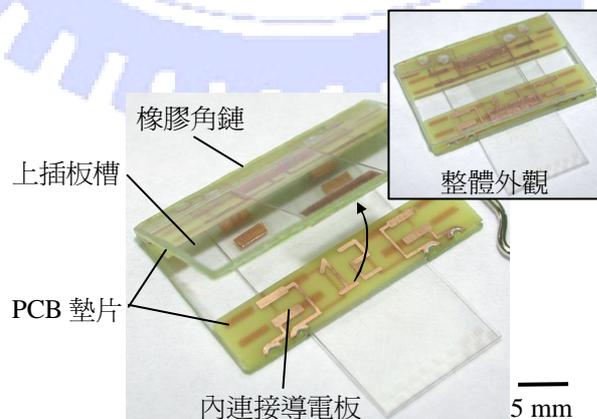


圖 4-20 基礎模組製作完成的結果照片

用強力膠作角鏈的好處是，本身具有彈性且附着力相當好，也可以依照需求塑造形狀，而且最主要是取得容易價格便宜。在使用的時候（掀開上插槽板），橡膠角鏈都能維持上下插槽板的定位，因此在蓋上的時候，不用擔心上下板對準的問題。相對於用膠帶當作角鏈來說，則因為膠帶的附着力較差且沒有彈性，上下板的定位容易跑掉，使得操作上得多加注意。

模組安裝的時候，先將模組沿導槽插入，再用市售的夾子夾持上下插槽板即可，以便提供穩定的下壓力，使內連接導電板可以互相導通，外部的控制訊號，得以順利傳入模組中。未來可以設計一個彈簧扣夾，提供快速的夾持及鬆開，方便模組的插入。

4-3-2 可撓式模組之設計與製造

可撓式模組是結合前面第二章的元件設計—可撓式 EWOD 元件（圖 2-7），與數位流體界面設計，也就是將實際流體元件模組化的展示。由於其可撓的特性，適合用於液珠跨平台垂直的輸送，甚至可以在輸送的過程中，同步進行樣本的準備，實現流體平台立體化的構想。

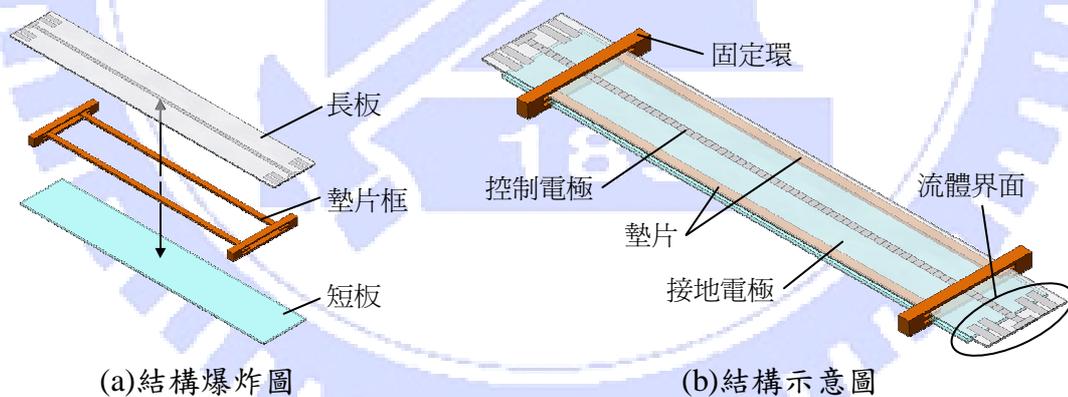


圖 4-21 可撓式模組設計示意圖

可撓式模組的設計方面，與前面可撓式 EWOD 元件相同，屬於三件式 3 相匯流排的設計，參考上圖 4-21(a)，由長板、墊片框，以及短板組成。在長板上一樣有控制電極，以及接地電極，和內連接導電板（流體界面）；短板上也是只有接地電極，兩者間以墊片隔開，而在模組的兩側，有流體界面的設計，供模組對外的連接，如圖 4-21(b)。另外，在墊片框的兩側有固定環的設計，負責將長短板與墊片互相逼緊，使兩板的間距維持一

定，而在側向仍然可以自由滑動，以利模組的彎曲。裝配的時候，只要將長短板由墊片框側邊插入，穿過固定環分別沿著墊片的上下兩側推進去，最後再穿過另一個固定環。

製程的部份，長短板一樣是採用 ITO PET 基板，以及 SU-8 為絕緣層的結構，在長短板兩側的邊緣，也一樣用垂直切割裁切。墊片框的設計，如下圖 4-22(a)所示，主要由兩長條的塑膠片作為墊片，與一邊兩條較短的塑膠片作為固定環，長短塑膠片之間有約 0.2 mm 的距離，可讓長短板插入，最外面用黏膠（環氧樹脂）包覆成一顆圓球狀，以增加固定環與墊片間的強度，製作結果如下圖 4-22(b)所示，由於採用透明的 PC 板製作，整個墊片框呈現透明的樣子。

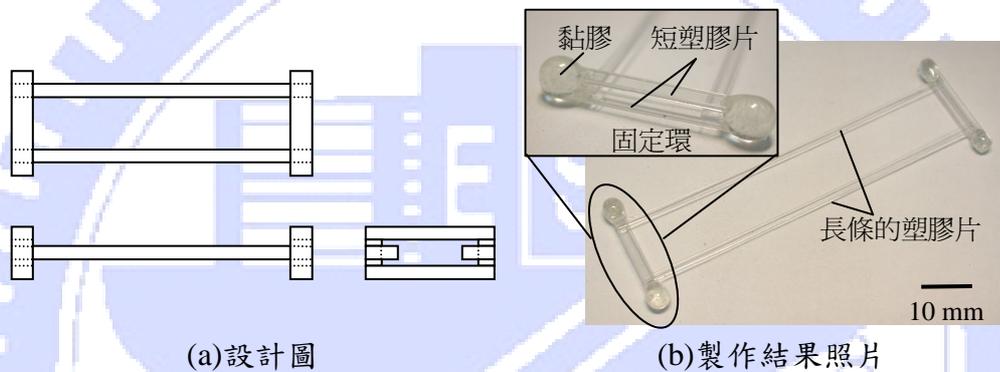


圖 4-22 墊片框設計及製作結果

4-3-3 連接器模組之設計與製造

最後一個模組—連接器模組，是設計用來連接兩種模組，例如可撓式模組的延長，參考下圖 4-23，可將兩個可撓式模組連接起來，或是可撓式模組與其他功能性擴充模組的连接。在結構設計上與基礎模組一樣，是由五個部份組成：內部雙層板的 EWOD 元件，被上下插槽板包覆。不一樣的是在長板的電路設計，沒有對外的接觸窗，僅連通兩側的內連接導電板，使兩模組間的電訊號，可以經由連接器模組互相連通。

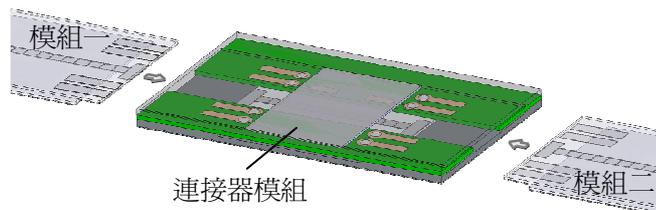


圖 4-23 連接器模組操作示意圖

接下來，將藉由實際組合上面設計的三個模組，進行模組的組合測試，找出模組之間設計上的問題，並提出改善方案，提供將來設計時的參考。

4-3-4 組合測試—環形流體平台

環形流體平台的組裝，如下圖 4-24 所示。首先將兩個可撓式模組，插入基礎模組的兩側，再將其中一個可撓式模組，彎曲後插入連接器模組中，最後只要再把另一個可撓式模組，也彎曲插入連接器模組即可。驅動的時候，使用電極循環控制程式，操控 3 相匯流排設計的模組，由於透過連接器模組連接，為避免兩模組的訊號互相短路，因此必須讓兩側的可撓式模組同步，也就是將兩模組中，互相連接的電極組成一組，同時通電或是接地，並且藉由面板上正反轉切換的開關，可以控制液珠的順逆時針旋轉。

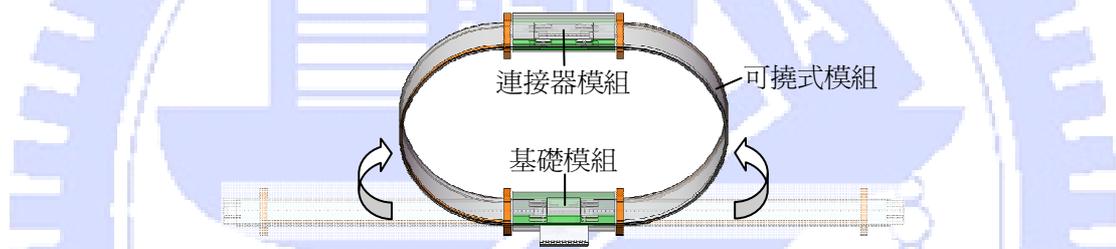


圖 4-24 環形流體平台示意圖

但是，一開始測試的時候，液珠在可撓式模組中，不會移動或是只動兩個電極，運作地十分不順暢，這是由於基礎模組與可撓式模組的連接出問題。在流體界面上，PCB 墊片的上下兩面，一共有八個內連接導電板，參考 4-17(b)，若是有一個導電板接觸不良，則會使 3 相匯流排設計的元件，只在兩個電極間運動，或是完全不會動。而可撓式模組上的 ITO 電極，有 SU-8 絕緣層的覆蓋，雖然已經去除在導電板上方的 SU-8，但絕緣層的厚度，依然會隔開 ITO 導電板，與 PCB 墊片上的銅導電板，因此容易產生斷路。

為了增加導電效果，利用單面銅膠帶的導電特性，貼在 ITO 導電板上，使其導電背膠與 ITO 接觸，由於背膠可以緊貼 ITO 表面，可有效減少接觸電阻，而且銅膠帶的厚度 ($50\ \mu\text{m}$)，遠遠超過 $1\ \mu\text{m}$ 的 SU-8，因此不會受到 SU-8 厚度的影響。至於銅膠帶的另一面，會與銅導電板接觸，並且會依照表面的輪廓變形，使得兩者的接觸更為緊密。最後，經過測試，使用銅膠帶可有效增加導電效果，斷路的情況也明顯改善，幾乎沒有

再發生。

接下來，實際進行液珠傳輸測試的時候，液珠可以順利地由左邊的可撓式模組，通過基礎模組左側的流體界面，但是卻會在右側的流體界面中振盪。下圖 4-25 是 OM 觀測的結果，液珠一開始跨過右側的界面間隙，進入重疊區域的時候，會被拉長佔滿兩個電極；下一個瞬間，則會向左移動，而且還是有被拉長的情況，最後突然縮成橢圓形，像是沒有通電一樣。液珠就在這三種狀態下，停留在重疊區域裏面，無法跨過右側的界面間隙。

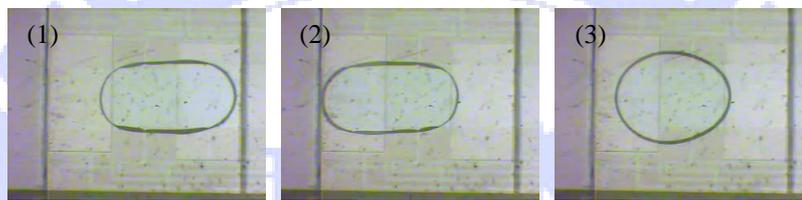


圖 4-25 液珠在流體界面振盪的觀測影片

在分析此處流體界面的控制時序後發現，參考下圖 4-26，電極 1 與 6、2 與 4，以及 3 與 5 同步，而電極 3 跟 5 是水平方向上相鄰的電極；垂直方向上被墊片隔開，這會在通電的時候，兩個電極同時變親水，使得液珠被拉長並佔滿兩個電極，參考上圖 4-25(1)；下一個瞬間，電極 2 跟 4 也是一樣的狀況，只是液珠向左移了一電極的距離，如圖 4-25(2)，最後電極 1 跟 6 通電的時候，由於這兩電極都不是在重疊區域裏面，液珠不會受到 EWOD 力量作用，而恢復成橢圓形。

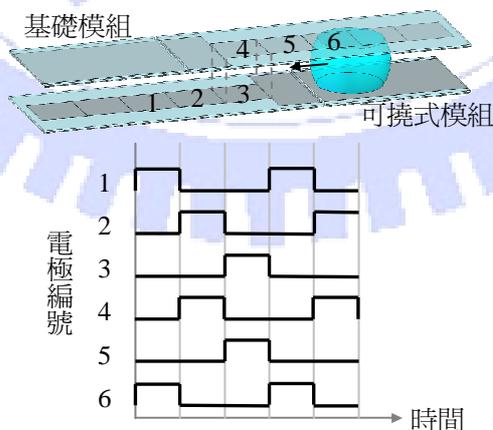


圖 4-26 基礎模組右側流體界面的控制時序圖

因此，在模組的電路設計方面，必須要考慮流體界面控制時序的問題，尤其是匯流

排式的設計，電極之間的連接都已固定，無法以軟體的方式解決。而基礎模組右側連接的問題，可以藉由移除流體界面中的一個控制電極解決，也就是基礎模組的電極 3，或可撓式模組的電極 4，使得重疊區域中的控制時序，變成跟上圖 4-16(b)一樣。

最後，組裝完成的環形流體平台，如下圖 4-27 所示。其中，內部 EWOD 元件的部份，控制電極的大小為 $1.5\text{ mm}\times 1.5\text{ mm}$ ，墊片厚度為 0.5 mm ；而模組的部份，基礎與連接器模組上都有 11 個電極（9 個控制電極；2 個接地電極），可撓式模組則有 61 個電極（59 個控制電極；2 個接地電極），組合後環形平台的周長約為 204 mm ，一圈為 132 個電極。下圖的驅動條件為 $2.5\text{ }\mu\text{l}$ 去離子水的液珠，驅動電壓為 100 V_{AC} ， 2 kHz 正弦波，切換頻率為 10 Hz （速度約為 15.1 mm/s ）。經過導電性的提升及電極設計的改良，最後組合出來的環形平台，可以順利驅動液珠在平台上高速移動。

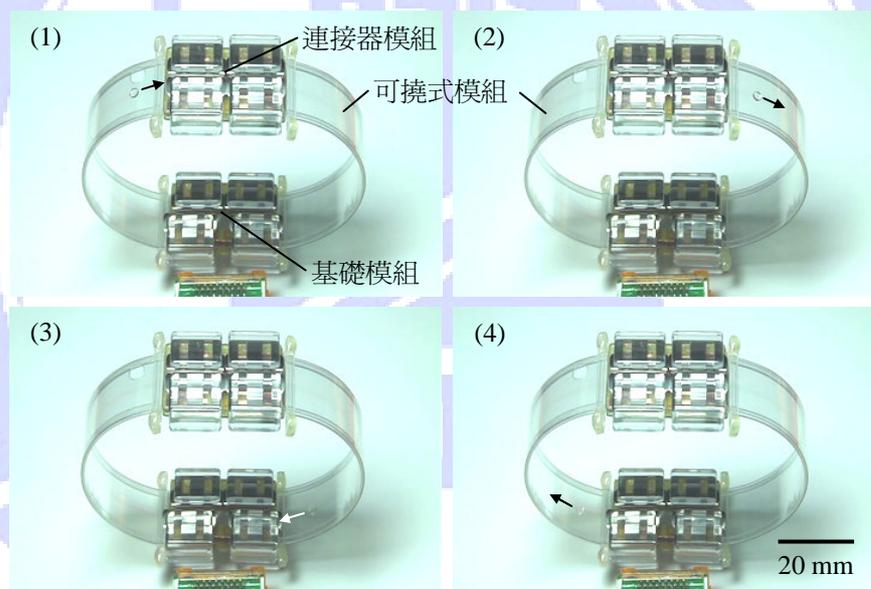


圖 4-27 模組化環形平台的測試

下圖 4-28 為兩種驅動電壓下（ 100 V_{AC} 與 120 V_{AC} ），液珠平均速度與切換頻率的關係圖。以驅動電壓 100 V_{AC} 來看，液珠平均速度與理論推估（切換頻率乘上電極寬度），在切換頻率 50 Hz 以下的時候都一樣，而隨著切換頻率上到 70 Hz 的時候，兩者開始有些微的差距，也就是液珠開始追趕不上電極切換的速度，當上到 90 Hz 兩者差距更是明顯。若以穩定的速度為標準，則在 100 V_{AC} 的驅動電壓下，液珠的最高速度為 75.5 mm/s （ 50 Hz ）；而以相同標準，在 120 V_{AC} 的時候，液珠速度可達 105.7 mm/s （ 70 Hz ）。

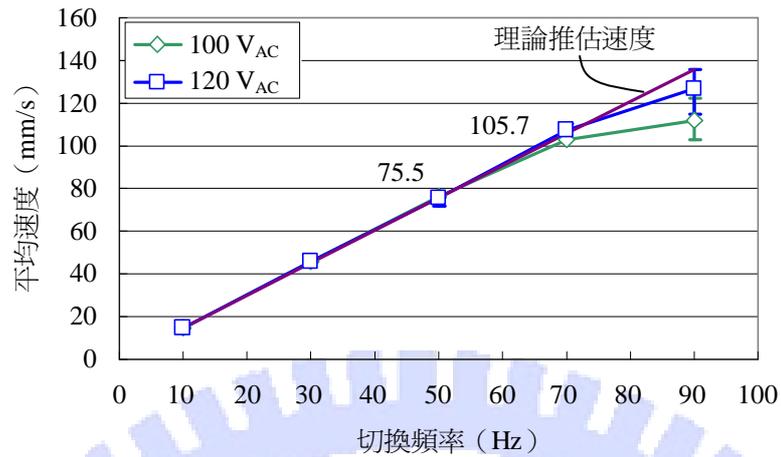


圖 4-28 切換頻率與液珠平均速度關係圖

4-4 結論

在這章中，提出一個數位流體界面的設計，利用長短板的結構，使液珠可以在模組之間進行交換，並設計有界面插槽提供模組的固定與對準。在製程上，針對 ITO PET 基板的切割方式進行研究，垂直切割可以獲得較好的表面，而刻劃切割則可以裁切出較多樣的外形。之後的可行性評估，以界面間隙測試，證實液珠可以順利通過間隙，越大的間隙需要越大的驅動電壓方能通過。接著，藉由界面傳輸測試，成功輸送液珠跨過流體界面，證實該設計的可行性。最後，提出三種模組的設計：基礎模組、可撓式模組，以及連接器模組，並組合成為一個環形的流體平台，成功的驅動液珠在該平台上高速移動。

第五章 總結

5-1 研究結論

隨著高齡化社會的來臨，對於老年人的醫療及照護問題，將會越來越顯得重要。醫療儀器與照護設備的發展，也必須跟著往輕便可攜，以及低價且高性能的方向發展，而微流體平台在這之間，扮演著很重要的角色，藉由提供微小的流體輸送系統，搭配 MEMS 的感測技術，可以將檢測系統的體積有效縮小。數位流式的系統，有著結構簡單、高彈性、無洩漏和沒有無效空間的好處，提供一個低價而且高性能的選擇。

利用高分子基板製作數位流體元件，不但可以降低材料的成本，製程上也不需要昂貴的機台和複雜的製程，便能製作出具有多樣化外形，以及可彎曲的元件，增加元件的應用範圍，並藉由三件式的設計，簡化元件的結構，減少組裝及封裝上的複雜度，有效降低元件的成本。在實測上，不管是傾斜或是彎曲的情況下，只需要克服液珠本身的重力，以及表面遲滯的阻力，便能驅動液珠在元件中順利地移動。

這裡還提出另外一種輸送液珠的方式，可將原來三件式的設計，再進一步地簡化成單板式的設計，不但省去組裝的步驟，操作上也方便很多，而且對於光學式的感測系統來說，可以直接量測減少訊號的衰減。這是利用材料捕捉電荷的特性，使得電濕潤效應會依照極性，有不對稱的現象，進而推動液珠的運動，再藉由電極的設計，以及控制訊號的調控，可以使液珠有不同的運動狀態。

最後，由於模組化具有高彈性及經濟的好處，可以組合出最符合需求的平台，而且可以快速進行功能的擴充與損壞的維修，對於降低整體成本有著很大的助益。這裡提出的流體界面設計，有著隨插即用和重覆使用的特色，提供將來數位流體平台模組化的參考，並提出三種模組的設計，組合出環形流體平台，成功地驅動液珠在平台上高速的移動，實作出模組化的數位流體平台。

本研究提出以可撓式高分子基板應用於數位流體平台，從材料和製程上降低元件的成本，以及增加元件的應用範圍開始，進一步地提出簡單的元件設計，以及應用新式的原理，簡化元件的設計，達到設計上也能降低成本。最後輔以模組化的設計，提供彈性、

經濟，以及維修保養上的好處，使得在系統端也能達到降低成本的目的。作者深切期望本研究能實際應用在醫療檢測及病患照護上，提供低成本高品質的醫療服務，因應將來高齡化社會的到來。

5-2 未來方向

隨著軟性電子技術的發展，在軟板材料與製程上，有著長足的進步，對於可撓式流體平台來說，使用這樣量產級的現有技術，可以減少開發成本，加快產品生產流程。以材料的角度來看，軟性電路板的材質多為 Polyimide 或是 PET，中間包覆著銅箔[91]，這樣的結構剛好符合 EWOD 元件的需求，只要再多一道塗佈斥水性塗膜的製程即可，而且在與內連接導電板的導電效果上，也會得到提升（銅-銅接觸）。

在 AEWOD 的研究上，為了能操控更廣泛的流體，特別是電解質溶液，有必要尋找新的材料。目前已知的材料中，Teflon 是一個選項，或是可以從其他帶有 SbF_6^- 的材料中挑選。除了由材料的性質著手之外，也可以透過材料的改質，造成非對稱的現象，例如試著在 PDMS 中添加 SbF_6^- 或其他離子，再觀察其反應。另外，在電極形狀上，可藉由電腦圖解法的輔助，朝第一類的電極 1-2 發展，以提升元件的性能。

而在模組化數位流體平台的發展上，界面插槽的設計，仍需進一步地改進，尤其在電訊號的連接，可參考軟性電路板連接器的設計，利用異方性導電橡膠、波浪凸塊結構，或是插頭與插座的設計[91]，提供較好的導電效果，如此便可省略施加壓力用的夾子，使模組操作更加方便。而在可撓式模組上，可改用前面提到的軟性電路板，進行單純的液珠輸送，也可搭配透明的 ITO PET 上板，進行光學的量測；基礎模組方面，可以朝集結式的方向發展，具有更多的流體界面，提供將來模組的連接用。另外，AEWOD 元件也可以進行模組化的設計，利用其單板的設計，提供另一種液珠注入的方式。

最後，遠程目標中的環形數位流體平台，可以透過組合基礎模組（三組流體界面）、可撓式模組，和液珠注入模組達成。若能整合生醫檢測、無線通訊技術，與遠距醫療監測系統，可實作出腕式無線生理監測器，照顧到家中的獨居老人，或是院外的病患。

參考資料

- [1] 行政院經建會人力規劃處，「中華民國臺灣 95 年至 140 年人口推計」，2006 年 7 月。
- [2] 曾政光，遠距居家照護之發展現況與趨勢，工業技術研究院 產業經濟與趨勢研究中心，新竹，2002 年 12 月。
- [3] 劉家瑜，「無線網路、RFID、感測器大行其道」，電工資訊，184 期，2006 年 4 月。
- [4] 趙蘭英，李希敏，張慈映，黃博偉，董正玫，2006 醫療器材工業年鑑，工業技術研究院 產業經濟與趨勢研究中心，新竹，2006 年 5 月。
- [5] 董正玫，定點照護 (Point-of-Care) 器材市場潛力分析，工業技術研究院 產業經濟與趨勢研究中心，新竹，2006 年 10 月。
- [6] A. J. Tüdös, G. A. J. Besselink and R. B. M. Schasfoort, “Trends in miniaturized total analysis systems for point-of-care testing in clinical chemistry“, Lab Chip, 1, pp. 83-95, 2001.
- [7] P. -A. Auroux, D. Iossifidis, D. R. Reyes, and A. Manz, “Micro total analysis systems. 2. Analytical standard operations and applications”, Anal. Chem., 74, pp. 2637-2652, 2002.
- [8] E. Verpoorte, “Microfluidic chips for clinical and forensic analysis”, Electrophoresis, 23, pp. 677-712, 2002.
- [9] T. Vo-Dinh, and B. Cullum, “Biosensors and biochips: advances in biological and medical diagnostics”, Fresenius J. of Anal. Chem., 366, pp. 540-551, 2000.
- [10] P. Gravesen, J. Branebjerg, and O. S. Jensen, “Microfluidics-a review”, J. Micromech. Microeng., 3, pp. 168-182, 1993.
- [11] S. C. Terry, J. H. Jerman, and J. B. Angell, “A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer”, IEEE Trans. Electron. Devices, ED-26, pp.1880-1886, 1979.
- [12] E. Bassous, H. H. Taub, and L. Kuhn, “Ink jet printing nozzle arrays etched in silicon”, Appl. Phys. Lett., 31, 135-137, 1977.
- [13] A. Rasmussen, M. Gaitan, L. E. Locascio, and M. E. Zaghoul, “Fabrication techniques to realize CMOS-compatible microfluidic microchannels”, J. Microelectromech. Syst., 10, pp.

286-297, 2001.

[14] D. J. Laser, and J. G. Santiago, "A review of micropumps", *J. Micromech. Microeng.*, 14, pp. R35–64, 2004.

[15] K. W. Oh, and C. H. Ahn, "A review of microvalves", *J. Micromech. Microeng.*, 16, pp. R13–39, 2006.

[16] N. -T. Nguyen, and Z. Wu, "Micromixers-a review", *J. Micromech. Microeng.*, 15, pp. R1–16, 2005.

[17] D. Erickson, and D. Li, "Integrated microfluidic devices", *Anal. Chim. Acta*, 507, pp. 11-26, 2004.

[18] R. H. Liu, J. Yang, R. Lenigk, J. Bonanno, and P. Grodzinski, "Self-contained, fully integrated biochip for sample preparation, polymerase chain reaction amplification, and DNA microarray detection", *Anal. Chem.*, 76, pp. 1824-1831, 2004.

[19] R. Pal, M. Yang, R. Lin, B. N. Johnson, N. Srivastava, S. Z. Razzacki, K. J. Chomistek, D. C. Heldsinger, R. M. Haque, V. M. Ugaz, P. K. Thwar, Z. Chen, K. Alfano, M. B. Yim, M. Krishnan, A. O. Fuller, R. G. Larson, D. T. Burke and M. A. Burns, "An integrated microfluidic device for influenza and other genetic analyses", *Lab Chip*, 5, pp. 1024-1032, 2005.

[20] Agilent 1200 HPLC-Chip System, <http://www.chem.agilent.com/Scripts/PDS.asp?IPage=38308> (last visited Aug. 23, 2007).

[21] Agilent 2100 Bioanalyzer, <http://www.chem.agilent.com/Scripts/PDS.asp?IPage=51> (last visited Aug. 23, 2007).

[22] Agnitio BioICTM, <http://www.agnitio.com.tw/bioic.htm> (last visited Aug. 23, 2007).

[23] C. K. Fredrickson, and Z. H. Fan, "Macro-to-micro interfaces for microfluidic devices", *Lab Chip*, 4, pp. 526-533, 2004.

[24] B. L. Gray, D. Jaeggi, N. J. Mourlas, B. P. van Drieënhuizen, K. R. Williams, N. I. Maluf, G. T. A. Kovacs, "Novel interconnection technologies for integrated microfluidic systems",

Sens. Actuators A, 77, pp. 57-65, 1999.

[25] Z. Yang, and R. Maeda, "Socket with built-in valves for the interconnection of microfluidic chips to macro constituents", J. Chromatogr. A, 1013, pp. 29-33, 2003.

[26] LioniX MATAS, <http://www.lionixbv.nl/microfluidics/matras.html> (last visited Aug. 24, 2007).

[27] thinXXS Construction!Kit, <http://www.thinxxs.com/main/produkte/microfluidixxs.html> (last visited Aug. 24, 2007).

[28] A. W. Adamson, Physical chemistry of surfaces 5th edition, Wiley-Interscience Publication, New York, 1990.

[29] G. Beni and S. Hackwood, "Electro-wetting displays", App. Phys. Lett., 38, pp. 207-209, 1981.

[30] R. A. Hayes, and B. J. Feenstra, "Video-speed electronic paper based on electrowetting", Nature, 425, pp. 383-385, 2003.

[31] S. Kuiper and B. H. W. Hendriks, "Variable-focus liquid lens for miniature cameras", App. Phys. Lett., 85, pp. 1128-1130, 2004.

[32] J. Lee, and C. -J. Kim, "Surface-tension-driven microactuation based on continuous electrowetting (CEW)", J. Microelectromech. Syst., 9, pp. 171-180, 2000.

[33] K. -S. Yun, I. -J. Cho, J. -U. Bu, C. -J. Kim, and E. Yoon, "A surface-tension driven micropump for low-voltage and low-power operations", J. Microelectromech. Syst., 11, pp. 454-461, 2002.

[34] M. G. Pollack, R. B. Fair and A. D. Shenderov, "Electrowetting-based actuation of liquid droplets for microfluidic applications", Appl. Phys. Lett., 77, 2000.

[35] M. G. Pollack, A. D. Shenderov, and R. B. Fair, "Electrowetting-based actuation of droplets for integrated microfluidics", Lab Chip, 2, pp. 96-101, 2002.

[36] S. K. Cho, H. Moon, and C. -J. Kim, "Creating, Transporting, Cutting, and Merging Liquid Droplets by Electrowetting-Based Actuation for Digital Microfluidic Circuits", J.

Microelectromech. Syst., 12, 70-80, 2003.

[37] S.-K. Fan, P.-P. de Guzman, and C.-J. Kim, "EWOD Driving of Droplet on NxM Grid Using Single-Layer Electrode Patterns", Tech. Dig., Solid-State Sensor, Actuator, and Microsystems Workshop, pp. 134-137, Hilton Head Island, SC, Jun. 2002.

[38] S. -K. Fan, C. Hashi, and C. -J. Kim, "Manipulation of Multiple Droplets on NxM Grid by Cross-reference EWOD Driving Scheme and Pressure-Contact Packaging", Tech. Dig., IEEE Conf. MEMS, pp. 694-697, Kyoto, Japan, Jan. 2003.

[39] V. Srinivasan, V. K. Pamula and R. B. Fair, "An integrated digital microfluidic lab-on-a-chip for clinical diagnostics on human physiological fluids", Lab Chip, 4, pp. 310-315, 2004.

[40] L. Minnema, and H. A Barneveld, "An investigation into the mechanism of water treeing in the polyethylene high voltage cables", IEEE Trans. on Elec. Insul., EI-15, 1980.

[41] B. Berge, "Electrocapillarity and wetting of insulator films by water", Comptes Rendus de l'Academie des Sciences Serie II, 317, pp. 157-163, 1993.

[42] M. Vallet, B. Berge, and L. Vovelle, "Electrowetting of water and aqueous solutions on poly (ethylene terephthalate) insulating films", Polymer, 37, pp. 2456-2470, 1996.

[43] W. J. J. Welters, and L. G. J. Fokkink, "Fast electrically switchable capillary effects", Langmuir, 14, pp.1535-1538, 1998.

[44] H. J. J. Verheijen, and M. W. J. Prins, "Contact angles and wetting velocity measured electrically", Rev. Sci. Instrum., 70, pp. 3668-3673, 1999.

[45] E. Seyrat, and R. A. Hayes, "Amorphous fluoropolymers as insulators for reversible low-voltage electrowetting", J. Appl. Phys., 90, pp.1383-1386, 2001.

[46] Y. W. Chang, and D. Y. Kwok, "Electrowetting on dielectric: a low voltage study on self-assembled monolayers and its wetting kinetics", Proc., Int. Conf. on MEMS, NANO, and Smart Sys., pp. 66-71, Banff, Alberta, Canada, Aug. 2004.

[47] Parylene, <http://en.wikipedia.org/wiki/Parylene> (last visited Aug. 25, 2007).

- [48] S. K. Cho, S. K. Fan, H. Moon, and C. J. Kim, "Toward digital microfluidic circuits: creating, transporting, cutting and merging liquid droplets by electrowetting-based actuation", Tech. Dig., IEEE Conf. MEMS, pp. 32-52, Las Vegas, NV, Jan. 2002.
- [49] U. -C. Yi and C. -J. Kim, "Characterization of electrowetting actuation on addressable single-side coplanar electrodes", *J. Micromech. Microeng.*, 16, pp. 2053-2059, 2006.
- [50] D. Chatterjee, B. Hetayothin, A. R. Wheeler, D. J. King and R. L. Garrell, "Droplet-based microfluidics with nonaqueous solvents and solutions", *Lab Chip*, 6, pp. 199-206, 2006.
- [51] H. Yang, S. -K. Fan, C. -P. Lin, C. T. Wu, and W. Hsu, "3D droplet transportation by EWOD actuations on flexible polymer films", Proc., ASME IMECE 2005, IMECE2005-80744, Orlando, Florida, USA, Nov. 2005.
- [52] M. Abdelgawad, and A. R. Wheeler, "3D droplet actuation in digital microfluidics devices", Tech. Dig., IEEE TRANSDUCERS'07, pp. 1809-1812, Lyon, France, Jun. 2007.
- [53] H. Moon, S. K. Cho, R. L. Garrell, and C. -J. Kim, "Low voltage electrowetting-on-dielectric", *J. Appl. Phys.*, 92, pp. 4080-4087, 2002.
- [54] 丁志明等，微機電系統技術與應用，行政院國家科學委員會 精密儀器發展中心，新竹，2003年7月。
- [55] 莊達人，VLSI製造技術，高立圖書，台北，2005年8月。
- [56] Parylene Properties & Characteristics, http://www.vp-scientific.com/parylene_properties.htm (last visited Aug. 26, 2007).
- [57] J. T. C. Yeh and K. R. Grebe, "Patterning of poly-para-xylylenes by reactive ion etching", *J. Vac. Sci. Technol. A*, 1, pp. 604-608, 1983.
- [58] Technical Information, <http://www.hdmicrosystems.com/tech/techinfo.html> (last visited Aug. 26, 2007).
- [59] SU-8: Thick Photo-Resist for MEMS, <http://memscyclopedia.org/su8.html> (last visited Aug. 26, 2007).
- [60] C. -H. Lin, G. -B. Lee, B. -W. Chang, and G. -L. Chang, "A new fabrication process for

ultra-thick microfluidic microstructures utilizing SU-8 photoresist”, J. Micromech. Microeng., 12, pp. 590-597, 2002.

[61] C. -J. Lin, and F. -G. Tseng, “A micro Fabry–Perot sensor for nano-lateral displacement sensing with enhanced sensitivity and pressure resistance”, Sens. Actuators A, 114, pp. 163-170, 2004.

[62] N. Chronis, and L. P. Lee, “Electrothermally Activated SU-8 Microgripper for Single Cell Manipulation in Solution”, J. Microelectromech. Syst., 14, pp. 857-863, 2005.

[63] H. Sato, H. Matsumura, S. Keino, and S. Shoji, “An all SU-8 microfluidic chip with built-in 3D fine microstructures”, J. Micromech. Microeng., 16, pp. 2318-2322, 2006.

[64] B. E. Poling, J. M. Prausnitz, and J. P. O’Connell, The properties of gases and liquids 5th edition, McGraw-Hill, New York, USA, May 1, 2001.

[65] Isopropyl alcohol ,<http://webbook.nist.gov/cgi/cbook.cgi?Name=IsoPropyl+Alcohol&Units=SI> (last visited Aug. 26, 2007).

[66] 許鎮鵬，徐文祥，「微機電製程中的犧牲層技術之發展現況」，半導體科技，21期，2001年10月。

[67] 普城企業股份有限公司，「FHD-5 物質安全資料表」，2003年5月。

[68] 台灣科萊恩股份有限公司，「AZ-4620 物質安全資料表」，2003年6月。

[69] MicroChem Corp.，「SU-8 顯影液物質安全資料表」，2001年6月。

[70] B. M. Henry, A. G. Erlat, A. McGuigan, C. R. M. Grovenor, G. A. D. Briggs, Y. Tsukahara, T. Miyamoto, N. Noguchi, and T. Niijima, “Characterization of transparent aluminium oxide and indium tin oxide layers on polymer substrates”, Thin Solid Films, 382, pp. 194-201, 2001.

[71] V. P. Carey, Liquid-Vapor Phase-Change Phenomena, Taylor & Francis, Washington, USA, 1992.

[72] E. B. Dussan and R. T.-P. Chow, “On the ability of drops or bubbles to stick to non-horizontal surfaces of solids”, J. Fluid Mech., 137, pp. 1-29, 1983.

- [73] K. S. Birdi, Handbook of surface and colloid chemistry, CRC press, New York, 1997.
- [74] J. Lee, H. Moon, J. Fowler, T. Schoellhammer, and C. -J. Kim, “Electrowetting and electrowetting-on-dielectric for microscale liquid handling”, Sens. Actuators A, 95, pp. 259-268, 2002.
- [75] A. Torkkeli, J. Saarilahti, A. Häärä, H. Härmä, T. Soukka, P. Tolonen, “Electrostatic transportation of water droplets on superhydrophobic surfaces”, Tech. Dig., IEEE Conf. MEMS, pp. 475-478, Interlaken, Switzerland, Jan. 2001.
- [76] A. Torkkeli, “Droplet microfluidics on a planar surface”, Helsinki University of Technology, Dissertation, Oct. 2003.
- [77] T. -T. Wang, P. -W. Huang, and S. -K. Fan, “Droplets Oscillation and Continuous Pumping by Asymmetric Electrowetting”, Tech. Dig., IEEE Conf. MEMS, pp. 174-177, Istanbul, Turkey, Jan. 2006.
- [78] E. Seyrat, and R. A. Hayes, “Amorphous fluoropolymers as insulators for reversible low-voltage electrowetting”, J. Appl. Phys., 90, pp. 1383-1386, 2001.
- [79] A. Quinn, R. Sedev, and J. Ralston, “Influence of the electrical double layer in electrowetting”, J. Phys. Chem. B, 107, pp. 1163-1169, 2003.
- [80] J. M. Shaw, J. D. Gelorme, N. C. LaBianca, W. E. Conley and S. J. Holmes, “Negative photoresists for optical lithography”, IBM J. Res. Dev., 41, pp. 81-94, 1997.
- [81] L. J. Guerin, “The SU8 homepage”, <http://www.geocities.com/guerinlj/> (last visited Sep. 3, 2007).
- [82] S. Wolf, and R. N. Tauber, Silicon processing for the VLSI era, volume 1: Process Technology, Lattice Press, California, 2000.
- [83] T. Sikanen, S. Tuomikoski, R. A. Ketola, R. Kostianen, S. Franssila and T. Kotiaho, “Characterization of SU-8 for electrokinetic microfluidic applications”, Lab Chip, 5, pp. 888-896, 2005.
- [84] E. Igata, M. Arundell, H. Morgan, and J. M. Cooper, “Interconnected reversible

lab-on-a-chip technology”, Lab Chip, 2, pp. 65-69, 2002.

[85] T. Fujii, Y. Sando, K. Higashino and Y. Fujii, “A plug and play microfluidic device”, Lab Chip, 3, pp. 193-197, 2003.

[86] V. Saarela, S. Franssila, S. Tuomikoski, S. Marttila, P. Östman, T. Sikanen, T. Kotiaho and R. Kostianen, “Re-usable multi-inlet PDMS fluidic connector”, Sens. Actuators B, 114, pp. 552-557, 2006.

[87] K. -H. Han, R. D. McConnell, C. J. Easley, J. M. Bienvenue, J. P. Ferrance, J. P. Landers and A. B. Frazier, “An active microfluidic system packaging technology”, Sens. Actuators B, 122, pp. 337-346, 2007.

[88] V. Nittis, R. Fortt, C. H. Legge, and A. J. de Mello, “A high-pressure interconnect for chemical microsystem applications”, Lab Chip, 1, pp. 148-152, 2001.

[89] 台灣電路板協會，電路板機械加工技術，台灣電路板協會，桃園，2004年3月。

[90] 台灣電路板協會，高密度印刷電路板技術，台灣電路板協會，桃園，2004年7月。

[91] 林振華，林振富，高密度軟性電路板入門，全華科技圖書，台北，2000年12月。

論文著作

期刊論文

- [1] Shih-Kang Fan, Hanping Yang, Tsu-Te Wang, and Wensyang Hsu, “Asymmetric electrowetting-moving droplets by a square wave”, Lab on a Chip, 7, pp. 1330-1335, 2007 (SCI, impact factor: 5.821).

會議論文

- [1] Hanping Yang, Shih-Kang Fan, and Wensyang Hsu, “Connecting interface for modularization of digital microfluidics”, MOEMS-MEMS 2008, San Jose, California, USA, Jan. 19-24, 2008.
- [2] Hanping Yang, Wensyang Hsu, and Shih-Kang Fan, “Wristband-like droplet platform by digital microfluidic modularizations”, 21st IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS 2008), Tucson, Arizona, USA, Jan. 13-17, 2008.
- [3] Hanping Yang, Shih-Kang Fan, Chang-Pau Lin, Chien Tai Wu, and Wensyang Hsu, “3D droplet transportation by EWOD actuations on flexible polymer films”, Conference proceedings, ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE 2005), IMECE2005-80744, Orlando, Florida, USA, Nov. 5-11, 2005.
- [4] Hanping Yang, and Wensyang Hsu, “Feasibility study of microfluidic handling by polar capillary effect”, Workshop Digest, Pacific Rim Workshop on Transducers and Micro/Nano Technologies (APCOT 2002), pp. 107-110, Xiamen, China, Jul. 22-24, 2002.