

微小尺寸下的液體量測與驅動

文 / 楊龍杰

摘要

本文針對高速散熱元件內的微米尺寸液體，介紹其中溫度、壓力的量測課題，以及相關的微細加工技術。並進一步談及微液體的驅動技術，使整個微液體系統兼具感測與驅動的功能，朝智慧化微系統的方向整合。

一、引言

談到微小液體的課題，從事微機電(MEMS; Micro-electro-mechanical systems)或微加工(micromachining)研發人員立即想到的，不外乎微流道(microchannel)、微閥(micro-valve)與微幫浦(micro-pump)等元件的製作[1,2]。進一步開發微生醫(Bio-MEMS)系統者，則關心諸如毛細電泳(CE; capillary electrophoresis)、電滲(electro-osmotic)等液體驅動法，如何應用於DNA分離與計數？如何增益聚合酶連鎖反應(PCR; 用於大量增殖DNA數量的方法)？如何量化偵測微量的生醫性質變化？事實上，這些都是目前微液體研究領域中如火如荼的範疇，讀者自可參考文獻[3,4]，得窺全貌。至於本文的主要目的，則另從冷卻(cooling)或熱交換(heat exchange)的物理角度，切入微小液體的領域，並藉機詳盡介紹感測驅動與製作技術，希望帶給物理界的讀者們另一種工程研究的風味。

二、傳統的微液體研究與微細加工

從最簡單的熱傳導 Fourier's law 來看，

$$Q''_{\text{cond}} = -k \cdot \frac{dT}{dx}$$

1-dimensional case (1)

在同樣的溫差 dT 與熱傳導係數(thermal conductivity) k 下，尺寸 dx 縮小會帶來傳導熱通量 (conductive heat flux) Q''_{cond} 的增加。同時從熱對流係數(heat transfer coefficient) h 與對流熱通量 Q''_{conv} (convective heat flux) 的觀點來看，

$$Q''_{\text{conv}} = h \cdot \Delta T; h = \text{Nu} \cdot k / L \quad (2)$$

在同樣的溫差 ΔT 、 Nu (Nusselt number) 與熱傳導係數 k 下，特徵尺寸 L 縮小也會帶來 h 與 Q''_{conv} 的增加。綜合以上熱傳導與熱對流的簡單討論，微尺度熱流的問題通常等義於“高熱通量”熱交換的課題，我們可以在今日微電子元件(如個人電腦中央微處理器)冷卻上所遭遇的難題，看到這樣的例子。

另外，從熱擴散(thermal diffusion)的角度而言，熱穿透深度(thermal penetration depth) x_{diff} 與擴散時間 t 關係如下，

$$x_{\text{diff}} \approx \sqrt{(D \cdot t)}; D \text{ 為擴散係數(diffusion coefficient)} \quad (3)$$

所以假若熱穿透深度縮小一數量級，擴散時間立刻縮小兩個數量級；換言之，微尺寸熱流問題通常也是“高速”熱交換的問題，這對於我們一般物理印象

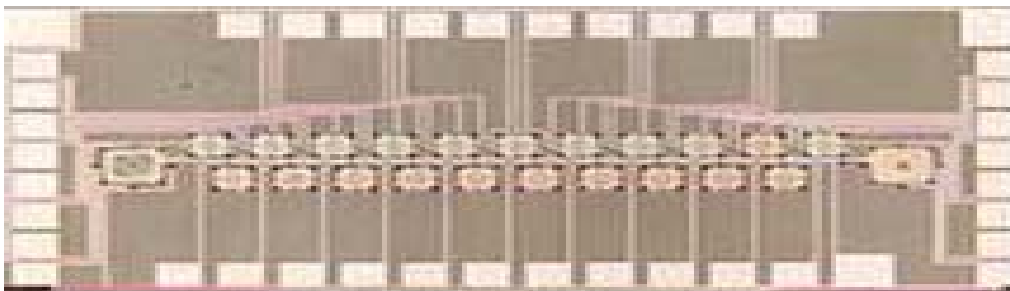
中認為熱訊號速度極慢的直覺，是一種提醒。

對於微熱流如此一個高速且高熱通量的工程問題，本是應用力學工作人員最有興趣的對象之一，不過受限於微小化實驗技術的裹足不前，直到微機電 (MEMS) 甚至奈米機電 (NEMS; Nano-electro-mechanical systems) 系統技術浮上工程檯面之後，才有機會往前發展。微小化的實驗技術，表現在以下兩方面：

- (一) 微流道溫度與壓力的量測。
- (二) 微流道本身的微細加工。

第(一)部份代表在微流道系統安插微感測器 (microsensor)，進行例如溫度與壓力的現地量測 (on-site measurement)。由於微流道的尺寸只有數十

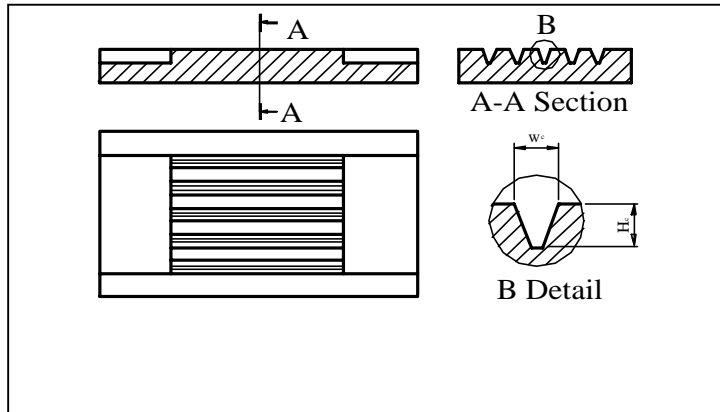
到數百微米，微感測器的尺寸必須更小，所以在設計與製作上都不容易，運用到次微米積體電路的光刻微影 (photo-lithography) 或薄膜沉積成型 (patterning) 等製程技術[5,6]，已司空見慣，倒是如何在感測器的材質與積體電路製程取得相容性 (compatibility)，才是未來本技術發展之成敗關鍵。圖一是 1993 年，美國 UCLA 與 Caltech 微機電團隊最早研製的微流道現地量測晶片[7]，該晶片在短短 2 mm 長的微流道之內，製作了 21 顆壓阻式 (piezoresistive) 壓力微感測器，其通入氮氣的量測結果顯示，沿著水力直徑 (hydraulic diameter) 只有數微米微流道的壓力降，並不是傳統流體力學預測的線性分佈。



圖一：美國 UCLA 與 Caltech 微機電團隊最早研製的微流道現地量測晶片[7]。

第(二)部分則是利用所謂的微細加工技術，製作出微流道本身結構。矽質微細加工技術 (silicon-based micromachining)，以其與積體電路製程與材料相容的優勢，自 1980 年代以來普遍為微機電界所採用，其中依技術發展先後分為體型加工法 (bulk-micromachining) 與面型加工法 (surface micromachining) 兩種。圖二是體型加工的微流道示意，係利用特殊的腐蝕技術(如 KOH，TMAH 的

濕腐蝕液，或甚至是 ICP 電漿)，非等向性 (anisotropically) 地在矽晶圓上加工出微流道凹槽，然後再與另一片晶圓或玻璃作緊密的接合，完成封閉式流道構型。圖三是某三角形截面的微流道完成實體。已知的體型加工矽質微流道，很少像圖一一樣整合現地量測的微感測器，原因在於感測器尺寸不夠小(通常在數百微米以上)，以及缺乏製程相容的晶片接合技術等。



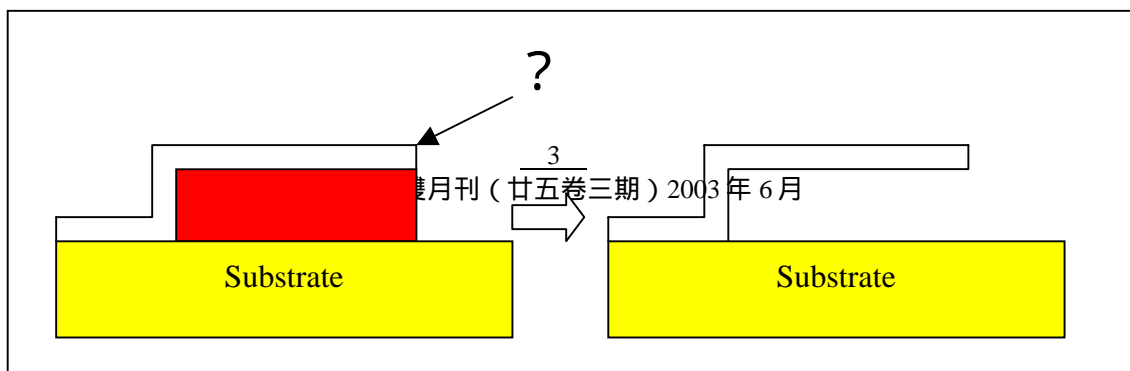
圖二：體型加工的微流道示意。



圖三：微流道(截面為三角形)的完成實體。

至於面型加工法，如圖四所示，其類似積體電路的製作，使之具有微米等級的加工空間解析度，只要依序在基板上堆疊犧牲層(sacrificial layer; 此地的犧牲層圖案就是微流道的圖案，犧牲層的厚度就是微流道的高度)，再覆蓋式地沉積結構層(structural layer)材料，最後去除犧牲層，便能雕琢

出中空的微流道。與微感測器比較起來，微流道的製作簡單多了，但是當整合兩者於同一晶片時，微流道的製程，包括結構層的沉積與犧牲層的去，還是可能影響微感測器的最終良率(yield)，所以全世界擁有此類整合技術的微機電團隊，仍然不多。



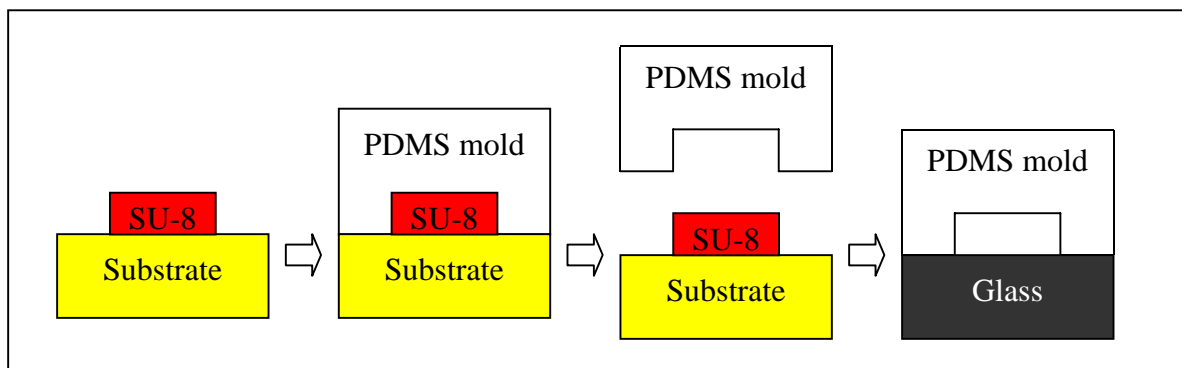
圖四：面型微細加工法(以光阻犧牲層為例)。

三、 低溫微細加工法

前小節所述的面型微細加工,大部份以低應力氮化矽(low stress nitride)為結構層,搭配多晶矽(polysilicon)犧牲層的方式製作 [8];或是以 CMOS 代工(IC foundry)配合蝕刻掏空犧牲層的製程方式為之 [9]。但兩者技術難度與設備成本之進入門檻(entry barrier)均不低。因此有必要開發一種新的面型加工製程技術,來降低門檻,並減少耗費的時間與金錢。

高分子塑膠材料中有所謂“彈膠體”(elastomer),例如矽膠(silicone),或稱為聚二

甲基矽酮(PDMS; poly-di-methyl- siloxane),以擁有高變形率之彈性(high elongation)以及良好的密封性(good sealing)著稱。早在 1990 年代中期,美國哈佛大學 G. M. Whitesides 等人便開始利用此“軟物質”(soft matter),以沾印(stamping)、翻模(molding)與熱壓(embossing)等大尺寸機械加工的精神,製作數十微米尺寸的微流道或微結構[10];該研究群後續利用自我組裝單分子(SAM; self-assembly monolayer)的原理,陸續展示能夠製作空間解析度達數十奈米的微結構。圖五是配合 SU-8 高深寬比光阻的矽膠脫模法示意。



圖五：配合 SU-8 高深寬比光阻的矽膠脫模法示意：先以 SU-8 光阻光刻出微流道外型,接著鋪上 PDMS 漿液,等待 PDMS 乾涸後與(矽晶)基板脫模,PDMS 模直接放置於玻璃上,密合出微流道的管路。

雖然以矽膠的脫模法製作微流道,嚴格來說並不是面型加工,但是利用高分子材料進行微流道系

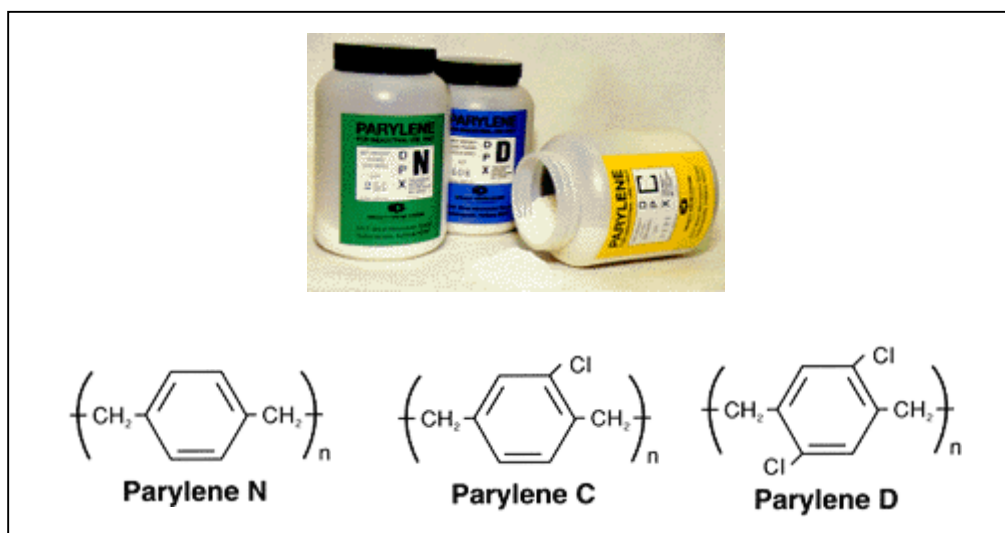
統的製作，卻帶給我們一重要的啟示：眾多種類的高分子材料可以供新型低溫微細加工開發使用。首先，吾人可以考慮改用光阻(photo-resist)直接作為圖四犧牲層的材質，一則製作簡易，二則空間解析度可輕易調整到微米等級。不過結構層的製程溫度必須跟著大幅降低到攝氏 200 度 C 以下(超過該溫度的話，光阻犧牲層會遭破壞)。因此傳統的 LPCVD 多晶矽(600 度 C)與氮化矽(800 度 C)等矽基(silicon-based)材料與製程，都不再適用。以下介紹兩種製程溫度遠低於 200 度 C 的高分子薄膜，包括聚對二甲苯(parylene)與明膠(gelatin)，作為微流道的結構層材質，配合光阻犧牲層完成微流道的加工。此種改良製程有機會同時解決整合感測器之微流道的兩個問題(結構層沉積不厚與犧牲層難以去除)。

(一) 聚對二甲苯

聚對二甲苯 (Poly-para-xylylene；簡稱

parylene)是一種高分子聚合物，其種類約有 20 種，但真正商業化的只有 parylene N、parylene C、parylene D 等三種 (如圖六所示)。parylene 沈積可以經由活潑的單體(monomer)氣體，聚合於物體表面上，而不同於一般常見經由液體塗層的方法製備。其沈積(deposition)過程，係先將對二甲苯的二聚物(di-para-xylylene; dimer)加熱汽化，再透過高溫裂解為對二甲苯 (para-xylylene) 的單體(monomer)，最後聚合成 parylene [11]。

由於 parylene 具有許多良好的特色，如鍍膜環境為室溫(鍍膜後無殘留應力的發生)、可精密的控制沈積薄膜厚度與均勻性、抗酸抗鹼、介電特性良好、無色高透明度等，因此被廣泛應用於印刷電路板之電性隔絕、感測器或醫療儀器的防潮保護、以及金屬鍍膜的防蝕等。室溫鍍膜的特性使 parylene 成為可配搭光阻犧牲層的結構鍍膜材料。



圖六：Parylene 系列原料[11]。

(二) 蛋白質明膠[12-14]

明膠屬於蛋白質，原是由動物結締組織，如

牛皮、豬皮、軟骨或肌腱等組織，所提煉出來的膠原質(collagen)。人類使用明膠的歷史已經超過

6,000 年，並且其應用的範圍也非常的廣泛，如食品工業中的果凍與軟糖、製藥業的膠囊、照相底片中的膠膜、化妝品中的果膠等，皆可發現其蹤跡。

明膠是可逆熱塑性(thermo-reversible)的高分子材料。如果將吸水膨潤過的明膠粉末，加熱至 40°C~50°C，明膠粉末會逐漸溶於水中，形成明膠溶液。反之若將熱明膠溶液冷卻至 25°C，便產生膠凝現象而形成凝膠。明膠吸水的現象主要是因為蛋白質分子中的氨基和羧基等極性基團，對於水的親和力遠大於本身的親和力；但隨著溫度的降低，分子的熱運動減弱，分子鏈間的凡得瓦力使分子鏈相互交鏈(cross-link)，形成網狀結構，使分子不能互相活動而失去流動性，同時分子鏈上的極性基團又牢固地吸附著大量的水分子，充滿於網狀結構間，故形成富有彈性的凝膠。

明膠溶液可藉由加入重鉻酸鉀(potassium dichromate)，形成對光敏感的高分子材料。感光高分子顧名思義，就是藉由加入所謂的「光增感劑」(photo-sensitizer)，吸收光能量來引導出高分子間“架橋”的反應，使得原本散亂、彼此滑動的高分子鏈組成三維的網狀結構(network)。如同上述添加的重鉻酸鉀， Cr^{6+} 經照光反應還原成 Cr^{3+} ，進而與明膠的極性基團進行配位鍵結，形成架橋或交鏈。

由以上的說明，可知交鏈明膠可藉光刻微影方式成型，製程溫度遠低於 200 度 C，而且材質穩定，可阻擋酸鹼與機械式的衝擊，適用於低溫面型加工的結構材料。若有需要加以去除已交聯的明膠，由於熱水與一般酸鹼均無能為力，則須轉而改採蛋白

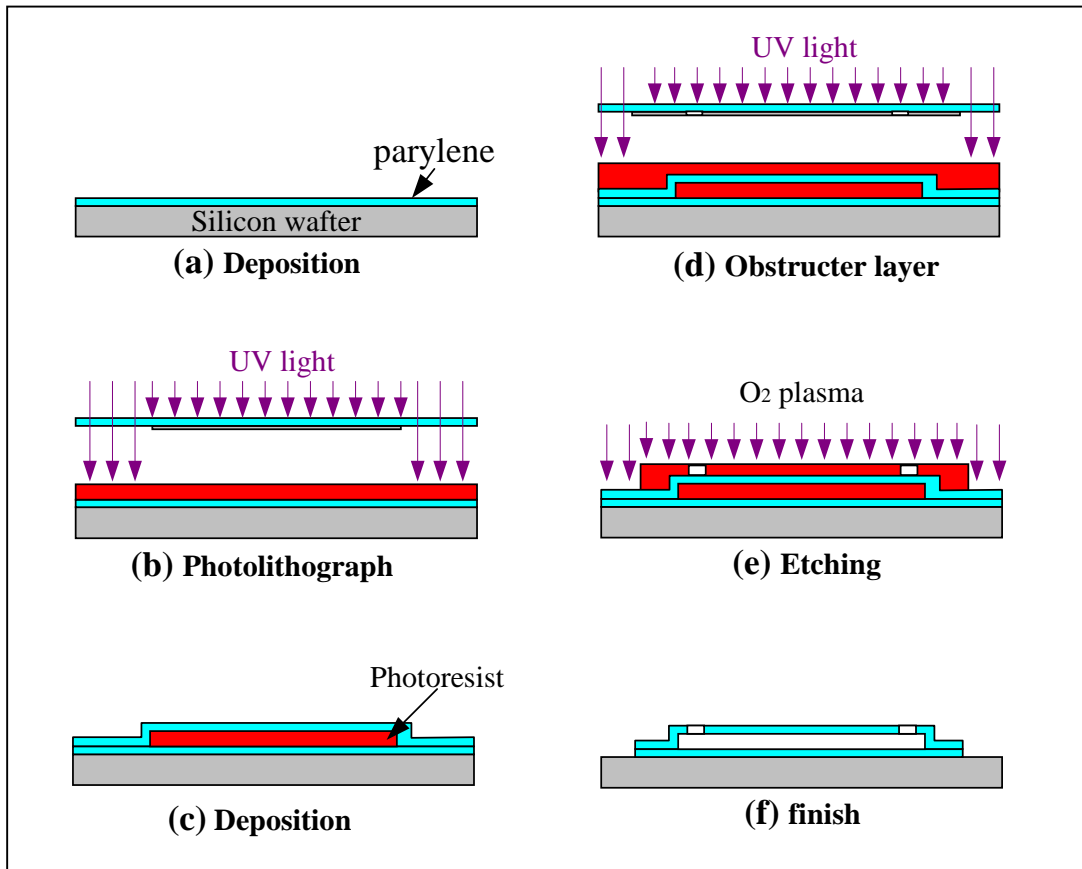
酶(protease)等生化途徑。

四、微液體的驅動

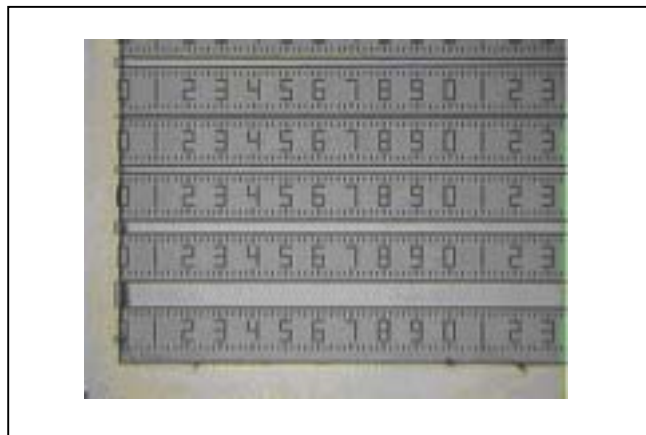
在微機電的研究領域裡面，微幫浦可以分為兩大類：第一類的幫浦是屬於機械推動的形式，包括氣泡式幫浦(bubble pump)、薄膜式幫浦(membrane pump)、擴散式幫浦(diffuser pump)、轉軸式幫浦(rotary pump)等，這些幫浦驅動流體的原理，不外乎採用壓電材料(piezoelectric material)或是馬達的原理，利用本身的機械元件來達到推動流體的目的，共有的特色是具有類似葉片的構造，本身的元件要會動；另外一類幫浦，包括電液體力學驅動幫浦(EHD pump)、電滲式幫浦(electro-osmotic pump)、電泳式幫浦(electrophoretic pump)與電濕式幫浦(electro-wetting pump)，這類幫浦運用感應電場來驅動液體，共有的特色是以固定的電極構造，藉由施加電壓產生電場來推動液體，而不需要任何之可動組件(moving parts)[15,16]。以下我們介紹三種微液體驅動方式：

(一)毛細力吸入驅動

加州理工學院(Caltech, USA)戴聿昌教授(Dr. Yu-Chong Tai)領導的微細加工研究群(Micromachining Group)，近年來在 parylene 微機電技術及其應用上，著力甚多。其中 Ken Walsh 利用光阻當犧牲層，parylene 為結構層，製作許多尺寸大小不同的微流道元件(製作流程請參見圖七；製妥之晶片實貌如圖八所示)，並探討丙酮對 parylene 結構內光阻犧牲層的溶解速率[17]。



圖七：Parylene 微機電製程製作微流道的流程。



圖八：Parylene 微機電製程製作的微流道晶片[17]。

筆者接續利用圖八的晶片，也用以探討毛細液
面前緣(capillary meniscus)的吸入充填速度[18]，實

驗之顯微鏡影像如圖九所示。原來 parylene 高分子
內壁呈現輕度的親水(hydrophilic)沾濕性，可以因

著此表面張力之主導，自微流道的進口導引出一充填流動(filling flow)。該流速可利用本微流動之表面能(surface energy)建構出明確的一維數學模式，並且經過實際充填速度量測比對證實。換言之，吾

人可藉量測充填液面前緣的速度，得知微流道的表面能訊息，而規避掉微流道內壁不易量測動態接觸角(dynamic contact angle)的問題。



圖九：Parylene 微流道晶片的吸水情形。

(二) 電濕式驅動[19]

有關前述表面張力驅動微液體的真正實現，是因著電濕原理的引介。Lippman 方程式告訴我們，液體與固體邊界間的表面張力 γ_{SL} 會隨電位改變如下：

$$\gamma_{SL} = \gamma_{SL}^{\max} - \epsilon_r \epsilon_o (V - V_{pzc})^2 / 2\delta \quad (4)$$

其中 $\epsilon_r \epsilon_o$ 為液體介電係數， δ 為液膜的厚度。只要局部性的改變電位(製作電極於液滴底部並施以合適電壓)，同一液滴的兩側擁有不同的表面張力或接觸角，並非難事。一旦液滴兩側接觸角調整到一邊是親水性，一邊是疏水性時，液滴會開始運動，直到兩側表面張力情形達到新的平衡。圖十是美國 UCLA 所製之電濕式液滴驅動微系統。



圖十：美國 UCLA 所製之電濕式液滴驅動微系統[19]。

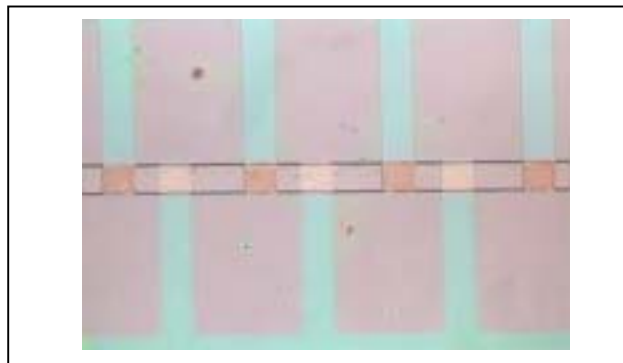
(三) 電動液體力學(EHD; Electro- hydrodynamic)
驅動

所謂 EHD 驅動，意指液體之中必須源源不斷供應具有自由電荷的離子噴流，使之隨電場移動加速的過程中，連帶拖曳整體液體往前。一般而言，EHD 式幫浦只能有效帶動非導電性流體(導電度在 $10^{-9} \sim 10^{-14} \text{S/cm}$ 之間為宜)。除非流道中存有導電度 (conductivity) 或是介電性質(permittivity) 的梯度，否則經過一段時間(relaxation time) 後，自由電荷便會快速消滅。讓微導電的流體在流道前後存有溫度差異，是一個營造電性梯度的方法。另外，使用交流傳遞波式(AC traveling wave) 驅動，也是避免直流 EHD 驅動失效的方法。

當被驅動的液體是層流(laminar flow)時，其流體流動最大的速度大約和電場強度平方成正比如下：

$$U \approx \frac{\epsilon E^2 d^2}{12 \mu L} \quad (5)$$

筆者曾改良 Ahn[20] 的文獻，將原微流道中鑲埋的梳狀電極(comb electrode) 材質，改為防止老化的氧化銻錫(ITO; Indium-Tin-Oxide)。電極的寬度為 80 微米，電極的厚度為 1000 埃，每一電極對其正負電極之間間隙為 80 微米，電極對與電極對之間間隔為 160 微米，所有的正負電極對總共有 20 對，分佈的區域在全長 1.5 公分長的流道中佔有 6.08 公釐，梳狀電極對剛好可以跨於寬度 100 微米的流道上。製作好的實體如圖十一。



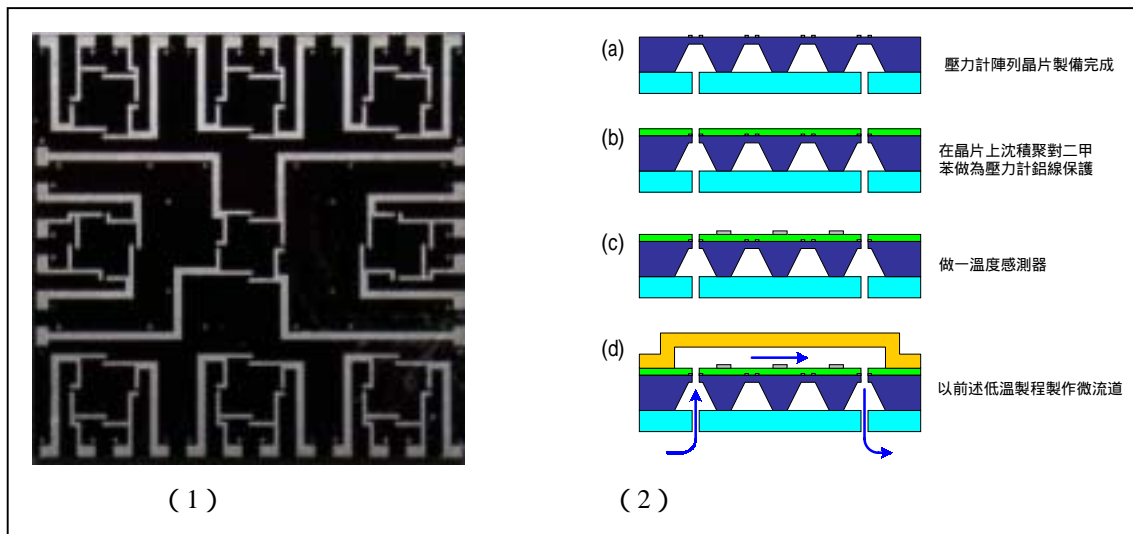
圖十一：具有 ITO 驅動電極的電動液體驅動微幫浦。

整合本 EHD 微幫浦的微流道(玻璃或 SU-8 材質)長 1.5 公分,寬 100 微米,深 26 微米。DC 驅動的測試結果顯示,使用 ITO 導電薄膜作為 EHD 微幫浦的電極材料,成功驅動了無水酒精,在電壓為 40 伏特時,從顯微攝影中量測出最大體積流率為 87 nl/min。同時 ITO 電極比起金屬電極,在面臨靜電鍵合封裝時,具有較佳的製程相容性。如何選定材料並製作合適的驅動電極,仍是延長 EHD 微幫浦使用壽命的關鍵課題。筆者希望利用 EHD 微幫浦,來增進微冷卻系統的液體迴流效能[21]。

五、 智慧化微液體系統晶片

筆者在此龐雜介紹了許多微液體的微流道製程以及量測、驅動技術,並非賣弄專業知識,其實與全世界從事微機電或奈米機電的研發人員一樣,背後都有一個企圖,想要將以上微液體系統的三個部分,整合一氣,用於研究微冷卻的課題。誠如本文一開始所說的,微熱流問題通常夾帶著高速、高熱通量的特徵,所以精確與快速的量測,本來就是不可或缺的技術要求。以微流道的溫度與壓力量測而言,單純量測進出口絕對是不夠的,所以必須整合微感測器進入微流道;再者,一般要使微流道中的液體得以加壓驅動,需要極高的壓力源(例如 3-10 個大氣壓),有礙系統的縮小化,故發展微幫浦進入微流道中,也是必要的。但整合三者進入單一晶片系統,在製作過程來說,彼此牽制的相容性問題很多,這是為何事先要開發微流道低溫面型加工法,與無可動件微幫浦的原因。

圖十二是筆者目前仍在發展的整合式微流道晶片概念,左半圖是委請微機電公司代工的壓力陣列晶片,製作程序完全與目前量產製程相同,只是外型上設計成陣列的樣式;如此可以大幅縮短製作微型壓力感測器所需之時間。感測陣列晶片完成之後,所需的後續加工,剩下電動微幫浦的驅動電極,以及低溫材質微流道兩部分程序,如圖十二右半所示。所以在完成兩部分製程參數的探索後,每當更換一個新的微流道研究晶片設計,不必再像圖一或文獻[22]的晶片必須反覆從感測器一路製作到微流道(這需要純熟的製程技巧與運氣),只須利用同樣的感測陣列晶片當作原始基板,並更換後續加工的幾道程序與加工圖樣。筆者姑且稱此製作方法為“智慧型液體系統晶片製備程序”,與目前電機、資訊界熱門的“系統單一晶片”(system-on-chip)有彼此呼應之妙。筆者希望此法可以加速微熱流研究的速度,使有興趣微熱流課題的人士,不會因為微加工程序困難繁瑣而卻步不前。畢竟在擁有微液體晶片此精銳工具後,還有曠日費時的微熱流觀察與量測實驗等著我們。



圖十二：(1) 3×3 壓力感測陣列之原型晶片(1.2 mm 見方)；(2)微流道與背面蝕穿進出口的製作流程。

參考資料：

- [1] 陳炳輝, 微機電系統, 五南書局, 2001 年 9 月。
- [2] 楊龍杰, 認識微機電, 滄海書局, 2001 年 9 月。
- [3] 分子生物技術專題, 科儀新知, 2001 年 4 月, 第 22 卷第 5 期。
- [4] 生物晶片專題, 科儀新知, 2002 年 4 月, 第 23 卷第 5 期。
- [5] 莊達人, VLSI 製作技術, 高立書局。
- [6] 姜庭隆, 半導體製程, 滄海書局, 2001 年 9 月。
- [7] J.Q. Liu, *et al.*, “Micro-machined channel/pressure sensor systems for micro flow studies”, Technical Digestion of Transducer’93 conference, pp.995-997, (1993).
- [8] R. T. Howe, Surface micromachining for microsensor and actuators, J. Vac. Sci. Technol. B Vol. **6**, No. 6, November 1989, pp. 1809~1813.
- [9] L.-J. Yang, *et al.*, CMOS microelectromechanical bandpass filters, Sensors and Actuators A Vol.**90** No.1~2, pp.148~152 (2000).
- [10] P. E. Laibinis, G. M. Whitesides, *et al.*, “Structure of monolayers formed by coadsorption of two n-alkanethiols of different chain lengths on gold and its relation to wetting”, The Journal of Physical Chemistry v. **96**, p. 5097-105 (1992).
- [11] <http://www.paryleneengineering.com/>
- [12] <http://www.gelatin.com/>
- [13] 林韋至, 明膠材料於面型微細加工之應用, 淡江大學機械工程研究所碩士論文, 指導教授楊龍杰博士, 民國 91 年 6 月。
- [14] L.-J. Yang, *et al.*, Photo-patternable gelatin as protection layers in (low temperature) surface micromachining, Proceeding of IEEE MEMS-2002, (2002), pp.471~474 或 Sensors and Actuators A: Physical, **103**, pp.284-290 (2003).
- [15] Marc Madou, Fundamentals of Microfabrication, chapter 9, CRC Press, (1997).
- [16] Gregory T.A. Kovacs, Micromachined Transducers Sourcebook, chapter. 9, pp.845 McGraw-Hill, (2000).
- [17] Ken Walsh, *et al.*, Photoresist as a sacrificial layer by dissolution in acetone, Proceeding of IEEE MEMS-2001, pp.114~117 (2001).
- [18] L.-J. Yang, *et al.*, Marching velocities of capillary meniscuses in microchannels, Proceeding of IEEE MEMS-2002, pp.93-96, (2002).
- [19] S.-K. Fan, C. J. Kim, *et al.*, “Manipulation of multiple droplet on N×M grid by cross-reference EWOD driving scheme and pressure-contact packaging”, Proceeding of IEEE MEMS-2003, pp.694-697 (2003).
- [20] Si-Hong Ahn and Yong-Kweon Kim, Fabrication and experiment of a planar micro ion drag pump, Sensors and Actuators A **70**, pp.1-5 (1998).
- [21] L.-J. Yang, *et al.*, “The micro ion drag pump using ITO electrodes”, Proceeding of IEEE MEMS-2003, pp.112-115 (2003).
- [22] Linan Jiang, Man Wong, and Y. Zohar, “Unsteady characteristics of a thermal microsystem”, Sensors and Actuators A **82**, pp.108-113 (2000).

作者簡介

楊龍杰 (Lung-Jieh Yang) 1987 年國立成功大學航太工程學系學士，1991 年淡江大學機械工程研究所碩士，1997 年取得國立台灣大學應用力學研究所工學博士學位，2000-2001 年奉國科會選派，至美國加州理工學院(Caltech)電機系研習微機電技術。現任淡江大學機械與機電工程學系專任副教授，兼淡江大學儀器暨實驗中心主任。研究興趣為微機電系統、奈米機電系統 (微熱流量測與驅動技術)。 Email : ljyang@mail.tku.edu.tw