

行政院國家科學委員會專題研究計畫 期中進度報告

應用於留置針型生醫感測系統之新型微液體驅動器(1/2)

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC94-2212-E-032-013-

執行期間：94年08月01日至95年07月31日

執行單位：淡江大學機械與機電工程學系

計畫主持人：楊龍杰

計畫參與人員：柯凱鐘, 林岳正, 陳冠宇, 廖威豪, 施宏明, 馮國華

報告類型：精簡報告

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 95 年 6 月 1 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫期中進度報告

【應用於留置針型生醫感測系統之新型微液體驅動器】

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 94-2212-E-032-013-

執行期間：94 年 8 月 1 日至 95 年 7 月 31 日

計畫主持人：楊龍杰

共同主持人：

計畫參與人員：柯凱鐘、林岳正、陳冠宇、廖威豪、施宏明、馮國華

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

執行單位：淡江大學機械與機電工程學系

中 華 民 國 95 年 5 月 31 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫期中報告

「應用於留置針型生醫感測系統之新型微液體驅動器」

計畫編號：NSC-94-2212-E-032-013

執行期間：94 年 08 月 01 日至 95 年 07 月 31 日

主持人：楊龍杰

碩士班研究助理：歐育誠、劉冠君、陳冠宇、廖威豪

執行機構：淡江大學機械與機電工程學系

E-mail: Ljyang@mail.tku.edu.tw

一、中英文摘要

本研究利用 parylene C 材料具備之低溫製程特性，以在晶圓上鍍著一層 parylene C 高分子薄膜開始，並使用正光阻 (AZ4620) 作為結構犧牲層 (sacrificial layer)，搭配無閥幫浦構型設計，包覆以 parylene C 高分子薄膜為結構層，再配合埋入金屬加熱電極於不同厚度 (0.5 微米及 1 微米) 的 parylene C 高分子薄膜夾層之間，最後以丙酮溶除流道或致動薄膜結構層下的光阻，製成 parylene C 熱挫曲致動式中空腔體結構 (microchamber)，並成功觀察到其推動流體的情況。

所採用之熱致動驅動方式，乃是以加熱電極加熱所設定之空腔頂部薄膜，利用加熱造成薄膜膨脹變形，當薄膜受應變而生之負載超過結構發生挫曲最小負載，將致使薄膜發生挫曲，而相應而生之大變形將對所建構之空腔結構發生推擠效應，使薄膜有致動效果。成功製作之熱挫曲式致動器 (thermo-buckled type actuator)，盼望應用於無閥微型幫浦的製備，作為微流體的驅動源或藥物傳遞的媒介。

關鍵字：聚對二甲苯、無閥幫浦、熱挫曲驅動、微制動器

Abstract

According to the characteristics of parylene, this project describes a novel micropump using this material. We first deposit a layer of parylene C on a wafer. Then, we use the photoresist (AZ4620) as the

sacrificial layer with the flow channel design of a valve-less pump, and we deposit the second layer of parylene C to form the structure. Following we integrate the metal heating electrodes between parylene C layers with different thickness (0.5 μ m and 1 μ m). Finally, acetone is used to dissolve the photoresist sacrificial layer inside the parylene structure, and fabricate a microchamber structure actuated by the thermo-buckling principle. Besides, we successfully observe the driving of water by the parylene structure.

The fabricated thermo-buckled type actuator can be applied to the pumping of microfluidic and drug delivery.

Keywords: parylene, thermal-buckled, valve-less pump, actuator

二、計畫目標

近年來，伴隨著微機電系統 (micro-electro-mechanical systems, MEMS) 發展之越趨蓬勃，所謂微機電系統—亦即利用微細加工技術製造之機械元件與微電子元件組合而成之智慧型系統，其被重視的情形，可由以下兩例得知：1999 年美國國防部軍事先進技術處 (defense advanced research project agency, DARPA) 將其旗下所有計畫之核心技術訂為「電子、光電、及微機電系統 (electronics, photonics, and MEMS)」等四大項。另一方面，Motorola 公司在 2000 年亦宣佈，結合微機電技術與無線通訊技術將是該公司長期發展方向之一，同時該公司亦將投注大筆人力、物力來確保該公司於此

一重要領域之優勢地位。顯然，微機電技術的進步與成熟，有機會為當代三大產業：生物科技(biotech)、資訊電子科技(information technology)、及通訊科技(communication technology)的繼續蓬勃發展，產生加速的積極作用[1]。

伴隨著科技的腳步愈趨向前，對於科技的重視也逐漸轉為對人文的關懷，而高齡化社會、疫區、災區，都將造成醫護人員不足的狀況。因此，如何來思索著減輕醫護人員之負擔，實為科技對人文關懷重要的一步，而留置針型生醫感測系統即為此概念下，所思維的一種新型生醫感測系統，其後端若與射頻晶片銜接，就可以無線方式將感測訊號傳送出去到醫療資訊庫，即時轉知醫院或醫務人員提供合適的醫療服務。然而無論是系統單晶片(system-on-a-chip)或留置針型生醫感測系統等生醫晶片的研發，其中微液體”驅動”的課題，長久以來都是各方學者試圖想解決的，故思考著如何研製微液體驅動器，並進一步進行相關測試以應用於生醫感測系統，是本研究發軔之動機。

留置針型生醫感測器顧名思義，其外形就如同一般留置針，如圖 2-1 所示，其具有留置針頭外形，並且包含可以檢測生醫物理訊號、電化學訊號之生醫晶片。目前此生醫感測器已可利用靜脈插管的方式來量測生醫物理訊號，並經由大鼠的動物實驗，如圖 2-2，展示其可行性。

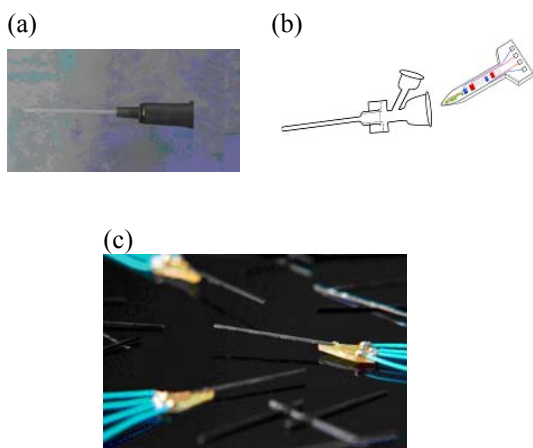


圖 2-1 留置針生醫感測器：(a) 一般留置針的外型，包括中央穿刺用鋼針及周圍塑膠針套，二者疊合穿刺皮下後拔出中央鋼針，以針狀生醫晶片取代鋼針套入針套，進行檢測；(b) 留置針套(左)、分送血液的套筒(中)與留置針型生醫晶片(右)的示意；(d) 已製作完成之留置針型生醫感測器晶片。

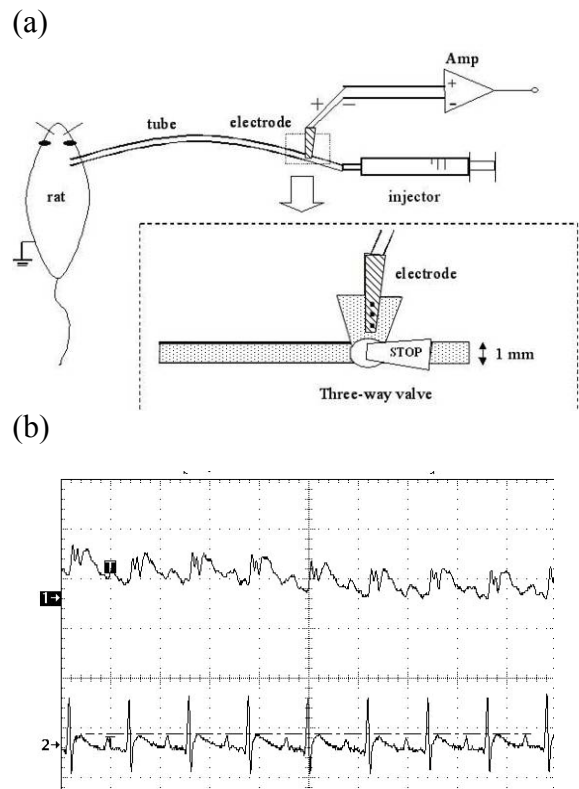


圖 2-2 留置針感測器於大鼠實驗之示意：(a) 大鼠靜脈插管檢測呼吸頻率示意圖，斜線部分即為留置針生醫感測器；(b) 上半圖為留置針靜脈插管量測大鼠之呼吸頻率，下半圖為使用傳統醫療器材檢測大鼠之心電圖。

上述為現有之留置針型生醫感測器，倘若要發展成所謂的留置針型生醫感測系統，則還需加上許多其他元件，諸如：採血器、分離器、生醫感測子、微幫浦、無線收發模組以及能源電池等，如此才構成一個感測系統，如圖 2-3 所示，其中採血器可由圖中尖端部位將血液導入整個系統中，而無線收發模組與能源電池可整合於後端電路板上(圖 2-3 中並未顯示此二部件。)

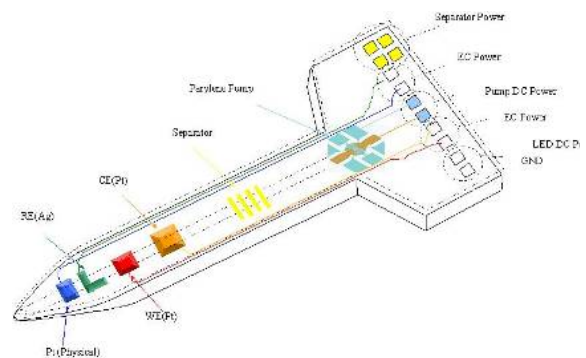


圖 2-3 留置針型生醫感測系統示意。其中包含了分離器、生醫感測器以及微幫浦等。

由於留置針型生醫感測系統各項部件之說明如下：

(1) 採血器是用以將血管中的血液導入整個感測系統中。

(2) 分離器就是使血漿與全血中微小粒子(血球、血小板)分離，以便後端感測器只針對血漿中的成分進行偵測判讀。

(3) 生醫感測子則是為了量測生理物訊號或血糖、膽固醇等電化學訊號，而製作之金屬電極。

(4) 微幫浦如同是動物的心臟，將血液運送到體內的各個部位，微幫浦也將由系統中已抽入之全血或分離後的血漿輸送到系統的相關部位。

(5) 無線發射模組將感測之訊號以無線的方式傳送到外界，使系統不需使用訊號線，此模組可應用於可攜式(portable)、近身式或甚至植入式之生醫感測系統上[2]。

(6) 最後則為整個感測元件之動力源，若要達到植入式或可攜式，則留置針型生醫感測系統需要體積小之電池。

由上述可知整個留置針型生醫感測器，大約可分成六個部分，各有其功用，其中微幫浦是極重要之元件。如何開發一種可應用於留置針型生醫感測系統之微幫浦，使其除兼具其生醫相容效果外，也能避免製程過程損壞其已建構之感測元件(生醫用微幫浦應用限制，將於 2-1 節進一步說明)，是極具挑戰性的一大課題。

聚對二甲苯(parylene)是近年來新興的微機電技術，它除了擁有許多高分子材料共有的優異特性外，其低溫(室溫)製程及生醫相容性更是廣受矚目的特色，已有許多文獻運用其於微流道的製備[3]，或採用 parylene 製程來縮短研發時程與製作時間[4]。因此本文試圖整合 parylene 其獨特的材料特性及其低溫製程的優點，來開發一新型微幫浦提供留置針型生醫感測系統使用。

三、工作項目與成果

1. 設計程序

由於本研究擬採用電熱式驅動原理來

做為液體微驅動器的驅動源，而過往文獻較少有針對此般應用的發表，多作為單純懸臂樑探討其變形量，或作為微抓取器[5]，故此初步利用簡化模型，試圖以對應之理論式，來探討此種設計是否具有可行性：

(1) 薄膜變形分析

此處提出了以溫差造成圓形薄膜產生挫曲所需負載的計算，及溫度差異造成的熱應力而產生之軸向力計算：

由於圓形薄膜可視為軸對稱之構型，故為考慮圓形薄膜之圓周與底材相連接之情況，會對於頂部圓形薄膜變形時，造成其無法自由形變之限制，故以兩端夾持之方型懸橋作為簡化之討論。由材料力學可知，兩端挾持之懸橋，施加軸向負載時對其產生挫曲情況之敘述如(3-1)式：

$$P_{cr} = \frac{4\pi^2 EI}{L^2} \quad (3-1)$$

其中 P_{cr} 為使懸橋產生挫曲情況之極限負載， E 為 Young's Modulus，parylene 材料之 Young's Modulus 為 3.2 GPa， I 為慣性矩， L 則為懸橋長度。由材料受熱膨脹而生之熱應力計算如(3-2)式：

$$\sigma_T = E \alpha \Delta T \quad (3-2)$$

其中 $\alpha=3.01 \times 10^{-5} (k^{-1})$ 為 parylene 之熱膨脹係數， ΔT 為溫差。計算其軸向負載則為應力與截面積之乘積如(3-3)式：

$$P_T = \sigma_T A_T \quad (3-3)$$

以現有規劃之 parylene 微幫浦尺寸代入計算，並設定 parylene 材料總厚度為 $3\mu m$ ，且溫度差設為 $40^\circ C$ ，可得表 3-1-1 之預測數據。

表 3-1-1 Parylene 薄膜於 $40^\circ C$ 之溫差對照出之軸向負載及極限挫曲負載值

Parylene 薄膜直徑	200 μm	300 μm	400 μm
軸向負載 P_T (Nt)	2.3×10^{-3}	3.5×10^{-3}	4.6×10^{-3}
極限挫曲負載 P_{cr} (Nt)	1.4×10^{-3}	9.5×10^{-4}	7.1×10^{-4}

由對照計算出的軸向力及使懸橋產生挫曲之力可知，由 parylene 材料經 $40^\circ C$ 的溫

差產生的熱應力 P_T 而產生之軸向力，均會大於使懸橋產生挫曲負載 P_{cr} 之值。此外，1997年，由Tomonori Seki等人[6]亦提出了利用熱挫曲方式的致動器，文中提出了類似的簡化模型，亦是以兩端挾持之懸橋做討論，此處討論其懸橋中央的最大變形量，其理論敘述如(3-4)式：

$$d_0 = \pm a_0 l_0 \quad (3-4)$$

其中 d_0 為懸橋中央最大變形量， l_0 為懸橋長度，此處規劃則是以微幫浦尺寸 $200\mu\text{m}$ 、 $300\mu\text{m}$ 、 $400\mu\text{m}$ 作計算，而 a_0 則定義如(3-5)式：

$$a_0 = \pm \frac{2}{\pi} \sqrt{\varepsilon - \left(\frac{\pi^2}{3}\right) t^2} \quad (3-5)$$

ε 為parylene材料的應變， t 為parylene厚度與長度的比值，定義如(3-6)式，parylene之熱膨脹係數為 $\alpha = 3.01 \times 10^{-5} (\text{k}^{-1})$ ， t_0 為兩層parylene結構總厚度，即為 $t_1 + t_2$ 之值，此處兩層parylene分別為 $t_1 = 1\mu\text{m}$ 、 $t_2 = 2\mu\text{m}$ ，又沉積parylene膜時為室溫製程，其熱殘留應力很小予以忽略，其應變可簡化成主要由受熱變形產生之應變，如(3-7)式：

$$t = \frac{t_0}{l_0} \quad (3-6)$$

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} + \alpha \Delta T \quad (3-7)$$

其中 E 、 σ 為兩層parylene結構複合成的Young's Modulus及應力其定義，如(3-8)式、(3-9)式：

$$E = \frac{E_1 t_1 + E_2 t_2}{t_1 + t_2} \quad (3-8)$$

$$\sigma = \frac{\sigma_1 t_1 + \sigma_2 t_2}{t_1 + t_2} \quad (3-9)$$

此處溫度差值亦設定為 40°C ，並將所規劃之微幫浦尺寸帶入(3-5)式計算，可得如表3-1-2之不同懸橋長度其中央最大變形量：

經過理論計算之變形量，就變形量與空腔高度相比較，在直徑超過 $300\mu\text{m}$ 以上便超過所預設之空腔高度，但實際情況為圓形薄

膜結構，與此處懸橋之簡化假設仍有差異，故調整parylene薄膜厚度及空腔尺寸，使得由於溫差產生的變形量，能有較大的變化來做測試，即為如此的設計下能夠確保在以圓形薄膜作測試時，在設定的空腔高度下，頂部圓形薄膜能有足夠的變形量情況來作為薄膜作動時的行程。

表3-1-2 Parylene薄膜 40°C 溫差時，懸橋中央最大變形

parylene薄膜直徑	200 μm	300 μm	400 μm
懸橋中央最大變形量 d_0 (μm)	2.74	5.65	8.13

(2) ANSYS 數值運算模擬分析

由於本研究之微致動器構型為一對稱結構，為節省模擬時程，此處之模擬皆採四分之一的模型分析，再給予對稱邊界條件。其構造為兩層相疊之薄膜結構，此懸空薄膜即為幫浦之振動膜面，如圖3-1-1所示。

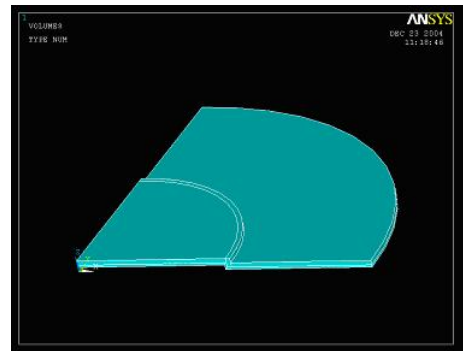


圖3-1-1 以ANSYS所建構之懸空薄膜模型。

圖3-1-2則為振動膜面之網格分割。網格分割完成後再給定邊界條件，給予底部位移量為零，兩層薄膜中央之電極加熱源溫度給予 40°C ，之後進行求解之動作，其結果如表3-1-3所示， t_1 與 t_2 分別為上、下兩層parylene之厚度，圖3-1-3則為ANSYS軟體模擬之結果。

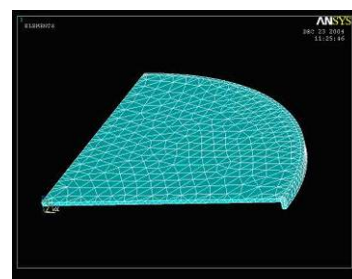
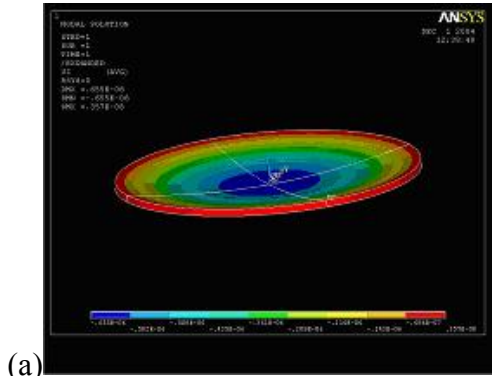


圖3-1-2 振動膜面之網格分割。

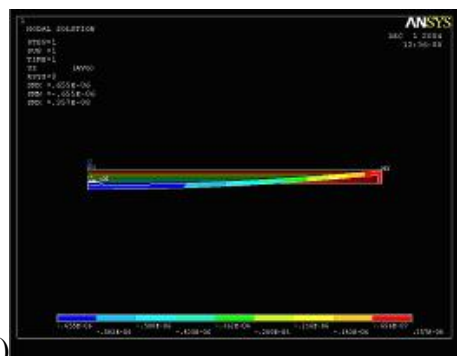
結果如表 3-1-3 所示為 t_1 與 t_2 分別為 parylene 之厚度下，其 40°C 溫度差所造成薄膜挫曲之變形量，圖 2-3 則為 ANSYS 軟體模擬之結果。

表 3-1-3 溫差 40°C 造成之薄膜變形(單位：μm)

	一	二	三	四
t_1	0.3	0.5	1	1.5
t_2	0.6	1	2	3
Deflection	1.93	1.83	1.03	0.66



(a)



(b)

圖 3-1-3 有限元素軟體 ANSYS 模擬薄膜變形狀況：(a) 上視圖；(b) 側視圖。

將此處 ANSYS 熱挫曲薄膜實體模型 (200 μm 直徑、 t_1 與 t_2 各為 1 μm 與 2 μm) 的中央最大挫曲變形值 1.03 μm，以及先前理想模式 (二維兩端固定懸橋) 理論值 2.74 μm 進行比較，可以發覺先前二維兩端固定懸橋的理論解，高估了熱挫曲膜的無負載變形量。若進一步考慮吸納與推動液體所需負載，實際之熱挫曲變形量還會再小一些。

由前部分應力、變形的討論，到利用有限元素分析軟體的模擬圓形薄膜的形變狀態總結看來，本研究之熱挫曲變形行為顯然可供微液體之驅動使用。

(3) 熱挫曲薄膜對液體的驅動

由圖 3-1-4 來看，當上部圓形薄膜受熱產生變形，即表示有應變能儲存於 parylene

薄膜內部，但由於薄膜的變形勢必對內部液體產生擠壓的效用，則可視為對薄膜內部的液體有一均佈的壓力 ΔP ，考慮薄膜作動的範圍，其面積為 A ，則可視為對此內部液體施與一力 F ，而薄膜作動的行程 $\Delta \delta$ 便是做功的距離，如此可視為對內部液體做功，此部份依據能量不減定律，由一開始薄膜受熱變形儲存應變能，到轉變為對液體做功，一連串能量的轉換，最後對液體做功使得經過作動薄膜部分的液體因此產生壓差。

上述 parylene 熱挫曲驅動只能保證推動 parylene 以下之液體往側向端流動，但對於單方向的流動卻無能為力，須藉助止逆閥或以下無閥式流道之協助方可成為微幫浦。圖 3-1-5 即為無閥式幫浦驅動之簡單原理說明：(a) 上行程與 (b) 下行程均造成不同之流量變化，而所設計之驅動薄膜所造成之淨流量即為兩者相減。

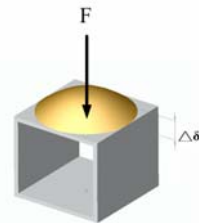


圖 3-1-4 無閥式幫浦驅動薄膜示意。於圓型薄膜區域，視為對流體有一作用力 F 。

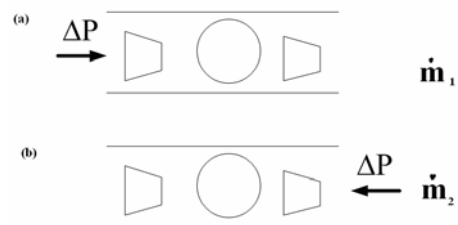
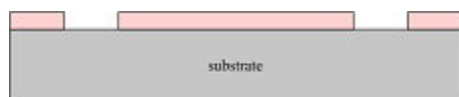


圖 3-1-5 無閥式幫浦驅動原理示意：薄膜上下行程造成壓差，而有著(a)上行程、(b)下行程兩種流量變化。

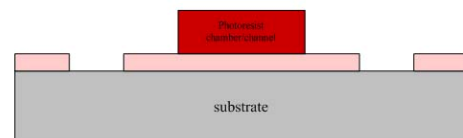
2. 製作程序

由於 parylene 高分子材料有良好的生醫相容性，故此部分欲以 parylene 試圖建構整個設計開發之微幫浦之結構部份，並在所連接之微流道部分，亦連帶以高分子材料做建構材，如此可以塑造往後在使用或增加不同感測器於製程中時，採集推動流體之流道的長直構型，亦成為仿一般醫療器材所使用之長直針頭之長直造型，而主要的微幫浦腔體製程部分如圖 3-1-6 所示，而其製程說明如下：

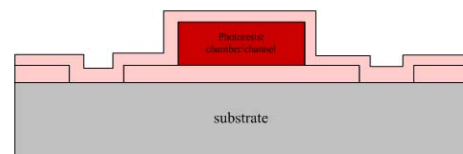
- (a) 使用硫酸及雙氧水調配成之piranha對矽底材進行清潔程序結束，再浸潤A-174助黏劑進行助黏處理，隨後在矽底材上沉積第一層厚度約 $1\mu\text{m}$ 之parylene薄膜，在parylene上塗佈光阻後，使用第一道光罩，如圖3-1-7(a)，定義出電極接點部位，再利用反應離子蝕刻機(RIE)進行蝕刻，使電極接點部位底部的矽底材裸露出來。
- (b) 塗佈一層約 $4\mu\text{m}$ AZ4620光阻後，使用第二道光罩，如圖3-7(b)，定義出空腔及流道部位。
- (c) 再沉積第2層厚度約 $0.5\mu\text{m}$ 之parylene薄膜。
- (d) 在parylene上塗佈光阻後，使用第一道光罩，如圖3-1-7(a)，定義出電極接點部位，再利用反應離子蝕刻機(RIE)進行蝕刻，使第一層金屬電極接點部位裸露出來。
- (e) 塗佈光阻後，使用第三道光罩，如圖3-1-7(c)，定義出圓型薄膜處之金屬電極及連接金屬電極之導線，以利使用金屬舉離法(lift-off)定義出金屬電極，再使用電子束蒸鍍機(electron beam evaporator)蒸鍍加熱電極金屬(鍍著 50\AA 厚度的鈦層，再接著鍍著 500\AA 厚度的白金層)，隨後浸置入丙酮內，將可定義出金屬電極部位。
- (f) 沉積第3層厚度約 $1\mu\text{m}$ 之parylene薄膜。
- (g) 在parylene上塗佈光阻後，使用第四道光罩，如圖3-1-7(d)，定義出電極接點位置及儲存槽開洞位置，再利用反應離子蝕刻機(RIE)進行蝕刻，使電極接點位置裸露以利外接導線，及儲存槽處開洞。
- (h) 塗佈一層光阻(避免晶片因切割時的碎屑污染)，進行晶圓切割。
- (i) 最後利用丙酮順著流道淘空腔體內部之光阻犧牲層，完成薄膜空腔結構。



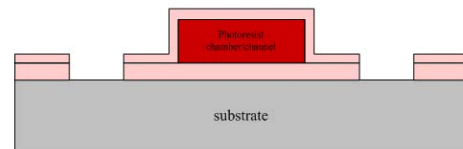
(a)沉積第一層parylene並於電極接點處開洞(mask1)



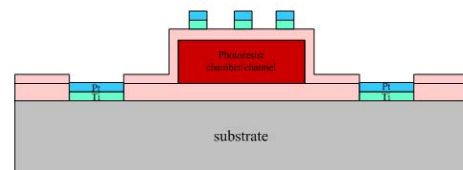
(b)光阻犧牲層(mask2)



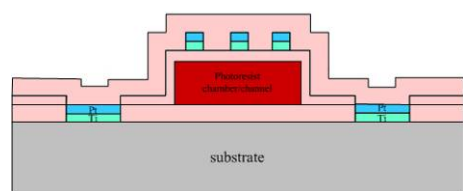
(c)沉積第2層parylene



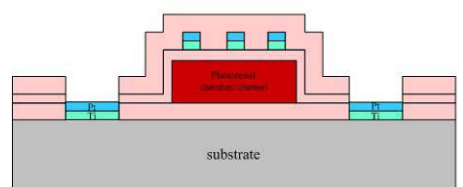
(d)於電極接點處開洞(mask1)



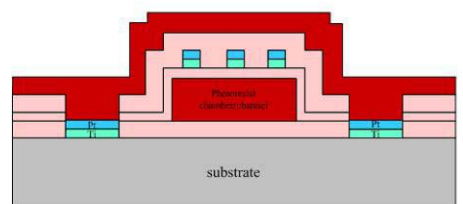
(e)電極層(mask3)



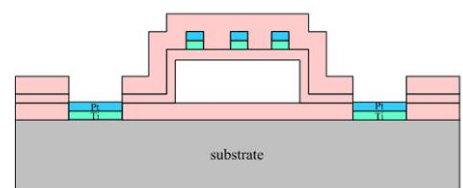
(f)沉積頂層parylene



(g)於電極接點及儲存槽處開洞(mask4)



(h)塗佈光阻保護層，進行晶圓切割



(i)溶除表層及空腔內部光阻完成結構

圖3-1-6 微幫浦薄膜空腔結構製作流程說明。

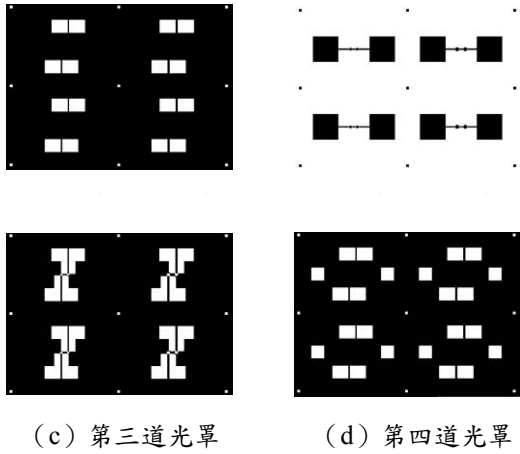


圖3-1-7 製作parylene空腔結構所使用之光罩：(a) 第一道光罩電極接點開洞；(b) 第二道光罩光阻腔體犧牲層；(c) 第三道光罩白金電極；(d) 第四道光罩儲存槽及電極接點開洞。

3. 熱挫曲式無閥微致動器製程結果

a、沉積底層聚對二甲苯與電極接點開洞

圖3-2-1為經過parylene之助黏劑A-174處理後，再行沉積一層 $1\mu\text{m}$ 的parylene薄膜，並以反應離子蝕刻機進行蝕刻開洞後，使預定電極接點處之矽質底材裸露出來，圖中方框即為開洞裸露出之矽質底材。

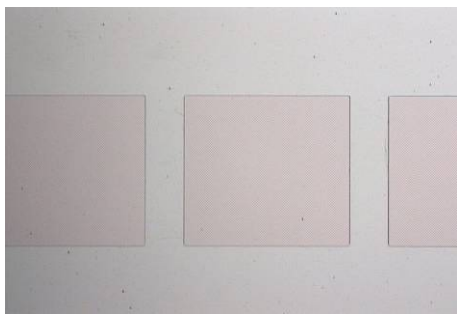


圖2-1 使用反應離子蝕刻機開洞後之外貌。

b、定義光阻圖形構築空腔結構之犧牲層

旋鍍AZ-4620正光阻，並定義出所需不同尺寸設計之微致動器構型，以作為parylene薄膜空腔結構之犧牲層。圖3-2-2 (a)、(b)、(c)為定義出不同尺寸空腔結構之犧牲層結構，圖2-2 (d)為所設計之儲存槽部份。

(a) 200 倍放大倍率 (b) 200 倍放大倍率



(c) 200 倍放大倍率 (d) 50 倍放大倍率

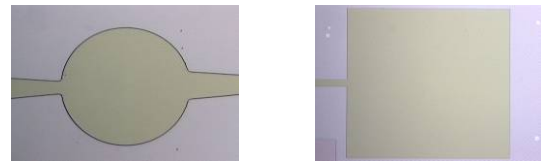


圖3-2-2 光阻犧牲層實景：(a) 薄膜直徑為 $200\mu\text{m}$ 尺寸；(b) 薄膜直徑為 $300\mu\text{m}$ 尺寸；(c) 薄膜直徑為 $400\mu\text{m}$ 尺寸；(d) 流道出口與儲存槽之部位。

c、沉積第二層parylene薄膜

在以光阻定義出空腔結構後，須包覆第二層 $0.5\mu\text{m}$ parylene之薄膜，才初步完成所構築之空腔結構。雖然parylene薄膜間之沉積接合效果，與矽底材相較下較為良好，然為避免薄膜間發生脫層情況，於沉積第二層parylene薄膜前，需預先以反應離子蝕刻機使用氧氣電漿處理過表層，目的為增加表面粗糙度、清除剩餘光阻以加強parylene薄膜層與層之間沉積接合效果。

圖3-2-3為沉積鍍著第二層parylene薄膜後的晶片。由於parylene的特性為全面性沉積，因此矽晶圓會鍍著上一層parylene薄膜。

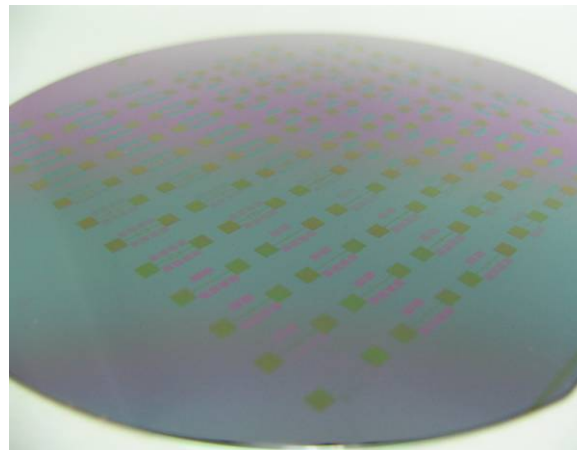


圖3-2-3 沉積鍍著第二層parylene薄膜。

d、於電極接點處開洞

為解決金屬電極於外接導線，或以探針台接觸電極接點施加電壓時，會發生薄膜上之電極接點，因parylene薄膜上質地較軟，而會有電極剝落情況，故以反應離子蝕刻機使用氧氣電漿進行接點處蝕刻開洞，使後續鍍著金屬電極製程時，於電極接點處直接鍍著接觸到底層矽基材，圖3-2-4為預定電極接點處進行乾蝕刻開洞。

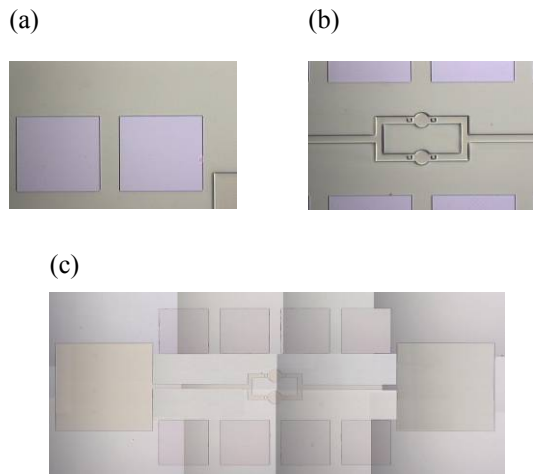


圖3-2-4 電極接點處進行蝕刻開洞後裸露出底層矽基材：(a) 光阻定義出蝕刻開洞區域；(b) 旋鍍光阻作蝕刻阻擋層；(c) 開洞完元件全貌。

e、以金屬舉離法定義白金電極層

使用電子束蒸鍍機(E-beam evaporator) 鍍著白金層，並定義出所需白金加熱電極部份，如圖3-2-5 (a) 為光阻定義出所需電極部分圖形，圖3-2-5 (b) 為鍍著白金層後之圖形，圖3-2-5 (c) 為浸置丙酮後光阻溶除並掀掉除電極外之金屬層，圖3-2-5 (d) 為溶除光阻後定義出所需白金電極部份，圖3-2-6為定義出金屬電極之元件全貌。

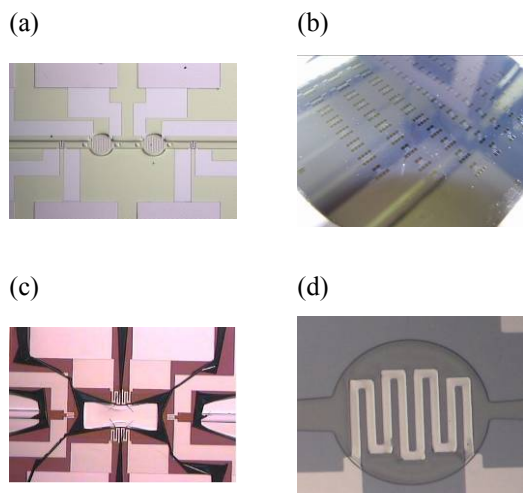


圖3-2-5 金屬舉離法定義出白金電極部份：(a) 光阻定義出所需電極部分圖形；(b) 鍍著白金層；(c) 浸置丙酮後光阻溶除情況；(d) 定義出白金電極。

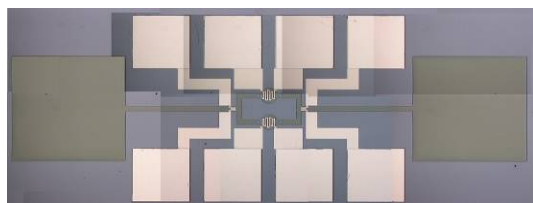


圖3-2-6 定義出白金電極之全貌。

f、沉積頂層 parylene 薄膜

於定義出金屬電極後，同樣的，為加強 parylene 層與層之間的黏著效果，以反應離子蝕刻機使用氧氣電漿處理過表層後，再沉積頂層 1 μ m 的 parylene 薄膜，圖3-2-7為沉積頂層 parylene 薄膜後之矽晶片。

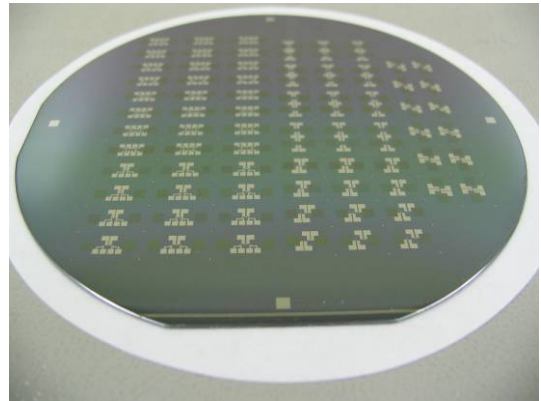


圖3-2-7 沉積完頂層 parylene 薄膜。

g、於電極接點處及儲存槽處開洞

為施加外部電源，需使電極接點裸露出來，及儲存槽處開洞，以利後續溶除作為犧牲層結構之光阻，使用反應離子蝕刻機以氧氣電漿進行乾蝕刻動作，圖3-2-8為進行蝕刻開洞後之矽晶片。

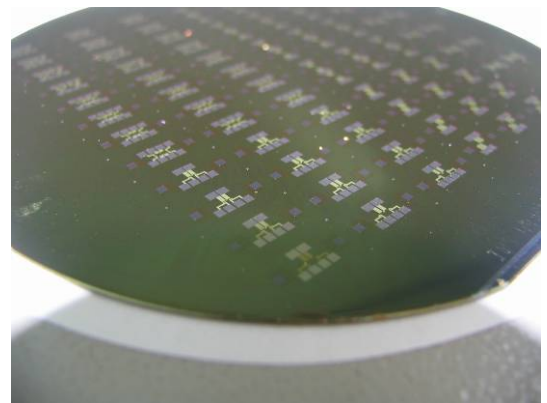


圖3-2-8 蝕刻開洞後之矽晶片。

h、塗佈光阻作為切割保護

於完成一連串製程後，需切割為單一元件大小以利測試，且避免矽晶圓於切割時遭切割碎屑污染，故於切割前將先塗佈一層光阻以作保護，如圖3-2-9 (a) 為貼附於藍膠帶 (blue tape) 上之矽晶圓經封裝切割機切割後，裁切成單一晶粒大小，圖3-2-9 (b) 為切割後單一晶粒的大小。

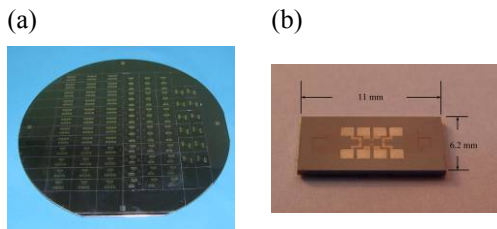


圖3-2-9 微幫浦元件完成實景：(a) 經切割後矽晶圓；(b) 單一晶粒。

i、溶除內部光阻，完成薄膜結構

將切割完之晶片浸置於丙酮中，丙酮將溶除表層做切割保護的光阻，並順著流道溶除掉空腔內部的光阻，待完全溶除結構層內部之光阻即完成薄膜空腔結構之製程，圖3-2-10(a) 丙酮由儲存槽處開口溶除光阻情況，圖3-2-10(b) 為丙酮順著流道逐步溶除內部光阻情形。

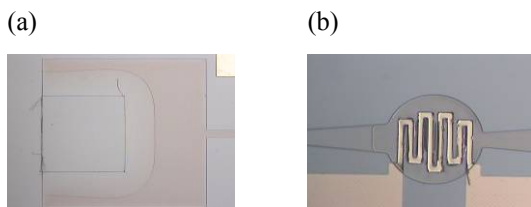


圖3-2-10 光阻犧牲層溶除實景：(a) 丙酮由儲存槽處開口溶除光阻；(b) 逐步溶除內部光阻情形。

4. 量測與分析

實驗初期的實驗架設說明，如圖3-3-1所示。

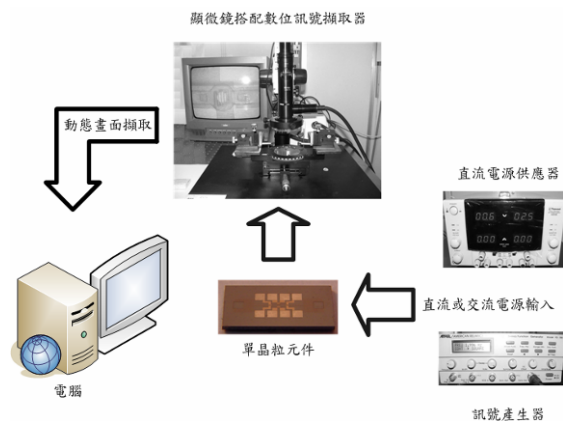


圖3-3-1 實驗架設示意。

實驗設置將由一搭配探針台底座之光學顯微鏡，其上附屬有數位訊號擷取系統，由探針台之探針直接接觸裸露之電極接點，如圖3-3-2(a)、(b)所示，並外加以一直流電源輸入，觀察定電壓之輸入所造成之薄膜變形，或一交流電源輸入(訊號產生

器)觀察不同頻率之交流電源輸入，如圖3-3-3所示，而有薄膜變形、恢復、變形、恢復之週期變化，並由附屬螢幕上觀察到之薄膜變化，再經由電腦作一訊號擷取及動態畫面錄影之動作，以記錄各次實驗的結果，實驗架設完成如圖3-3-4所示。

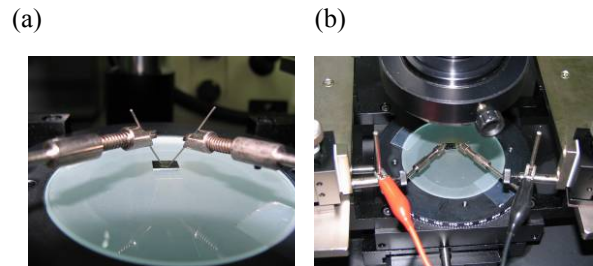


圖3-3-2 探針台使用情形：(a)探針台探針接觸電極接點；(b)探針台架設完成圖。

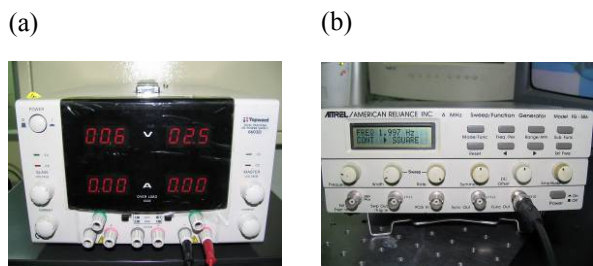


圖3-3-3 外加電源器實景：(a) 直流電源供應器；(b) 訊號產生器提供一交流電源。

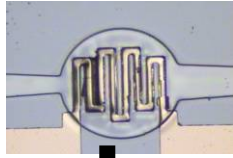


圖3-3-4 搭配交流電源輸入之實驗架設完成圖。

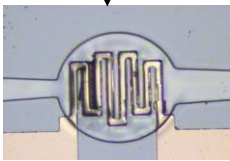
初期以異丙醇(IPA)測試、含水測試，及乾燥環境測試，均可發現在施加電源的過程中，薄膜不管是在含溶液環境中，或處於乾燥環境下，均有因變形而導致周遭環境有光影的變化，圖3-3-5為阻值150歐姆之300 μm 尺寸圓形薄膜施加直流電壓，從0V以每0.5V為一單位逐步增加電壓到3V的乾燥流道環境，由圖中可發現，由於薄膜空腔結構的影響，可見內部因為有微小空隙而產生的彩虹紋路，隨著施加電壓的提升，而有逐

步變化、變大的情況，如此可得知薄膜受熱變形改變空腔結構高度是可行且實際作動的，而逐次升高到電壓1.5V以上才有比較明顯肉眼可視的彩虹紋路變化，起因為其規劃阻值較高之發熱範圍，在施加電壓不足1.5V時，其發熱程度還不足以導致鄰近薄膜受熱產生較大的變形量，故在施加電壓較小時，較不易觀察出其變化情況。

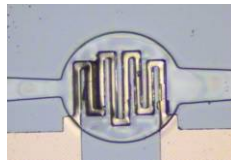
0.5V



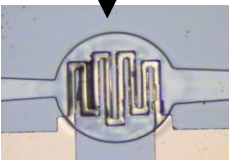
1V



2.5V



1.5V



3V

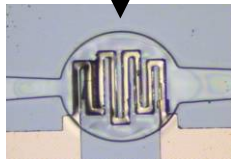


圖3-3-5 逐步加大電壓而導致薄膜受熱變形。

3-1 液體作動觀察

本研究所採用的微顆粒為研磨台所使用的 $1\mu\text{m}$ 研磨顆粒，但在添加研磨顆粒的液滴加注後，發現到研磨顆粒易產生沉澱、叢聚的情況，而未發現到有顆粒因為毛細力作用而受牽引進入流道，因此添加微顆粒方式較不可行，而所使用的染劑為一般市售水溶性紅色染劑，在添加到去離子水中後調配成較為濃的顏色，如圖 3-3-6 為流道儲存槽開口處滴注紅色染劑液滴後，紅色染劑於流道中持續擴散的情況。

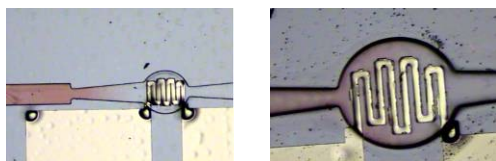


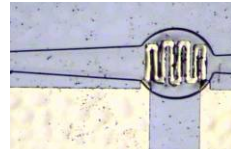
圖 3-3-6 染劑擴散情況。

此外，於添加紅色染劑後，發現到染劑中有些許顆粒隨著染劑的擴散進入流道，應

為染劑內的顆粒在流體加注後，順著染劑的擴散及毛細力的影響受牽引進入流道，省卻了額外添加微顆粒的困難。

而初期欲使用微致動器，及搭配無閥構型的設計，來觀察是否可以在作動的過程中，阻止染劑的擴散，但在實際測試的情況下發現染劑擴散，或染色過的液體受毛細力牽引進入流道的速度及效果，似乎接近微致動器作動的效果，因此，藉由觀察作動效果阻止染劑的擴散仍是較為困難的部份，然而由於染劑中原有的顆粒可以成功進入流道，且紅色染劑使流體由無色透明變為帶有紅色，也提供了使得流道內部流體易於觀察的效果如圖 3-3-7 提供了易於觀察的流道環境，故此部份主要以觀察流道內的顆粒作動情況，來說明微致動器的作動情況及作動效果。

(a)



(b)

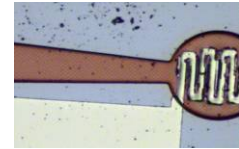
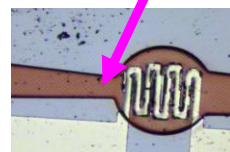


圖 3-3-7 流體染色的實景：(a) 流體無染色；(b) 流體染色後。

因紅色染劑所含顆粒並非均布於染劑中，故多次嘗試尋找適合元件並通注紅色液滴於流道兩端儲存槽加注口，待擴散作用及毛細力牽引進入流道後，顆粒受牽引到達靠近薄膜處，以訊號產生器提供一方波交流電壓，配合直流偏移 (DC-offset)，將方波輸出電壓由 $-1.5\text{V}\sim 1.5\text{V}$ 經調變後為 $0\text{V}\sim 3\text{V}$ 輸入，並配合輸入頻率，提供一低頻之交流電壓，以得到薄膜持續受熱→變形→恢復→受熱→變形→恢復的變化，圖 3-3-8 (a)、(b) 為 $200\mu\text{m}$ 尺寸圓形薄膜及流道內部注入液體後，施加 3 伏特電壓與否之情況，圖中可觀察到微顆粒在薄膜變形的過程造成微顆粒的偏移 (偏移振幅約 $10\text{-}20$ 微米)。

(a) 0V

微顆粒



(b) 3V

微顆粒

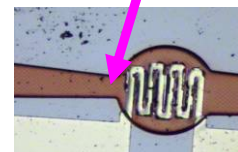


圖 3-3-8 流道內顆粒運動情況：(a) 未施加電壓顆粒位置；(b) 施加 3 伏特電壓，顆粒受液體帶動向圓形薄膜處靠近。

圖 3-3-8 提供了薄膜受熱變形情況所造成光影變動，的確是因為薄膜推動了流道內部液體的佐證，也強化了前述單純由觀測虹紋變化，來闡述薄膜變形效果，轉變為提供了一個實際流道內部流體作用的情況，說明此薄膜變形確有其推動效果。

3-2 光學干涉儀量測

在確認微幫浦作動之可行性後，更進一步的使用 AVID 雷射干涉儀，測量微幫浦在不同輸入條件下之薄膜變形量，以及微幫浦作動截止頻率 (cut-off frequency)，圖 3-3-9 所示即為 AVID 雷射干涉儀。



圖 3-3-9 AVID 光學干涉儀量測設備

在輸入一方波，其零點偏移電壓(offset) 2V，電壓振幅(amplitude) 6V 的狀況下，輸入頻率逐漸加大，觀察薄膜作動情況並藉以量測截止頻率。量測過程中，分別以充填水之有無進行量測，結果分別如圖 3-3-10、3-3-11 所示。

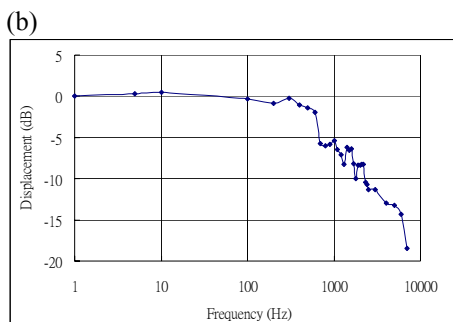
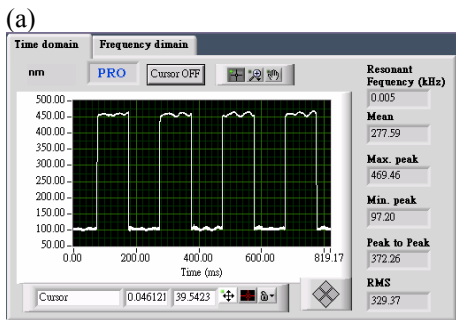


圖 3-3-10 無充填工作液體之薄膜作動情形：(a)薄膜作動隨時間變化圖；(b)薄膜行程位移之頻率響應圖。

由圖 3-3-10(a)知，parylene 薄膜最大位移由 0.1 微米變動到 0.45 微米，淨位移為 0.35 微米，遠小於表 3-1-3 預測的 1.8 微米。另外，從圖 3-3-10(b)的頻率響應圖，可以發現截止頻率大約在 0.8-1.0 KHz，也遠小於 parylene 圓型薄膜的第一自然頻率(約 30-50 KHz)。空氣阻尼或是 parylene 本身的結構阻尼究竟發揮了多少負面的影響，還有待探討。

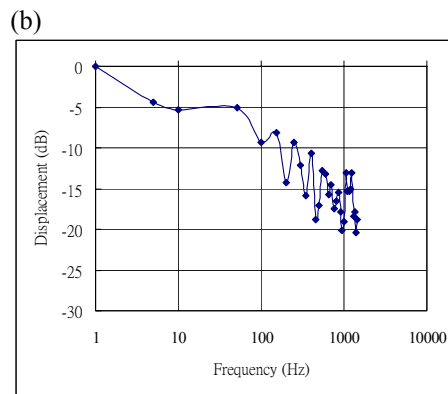
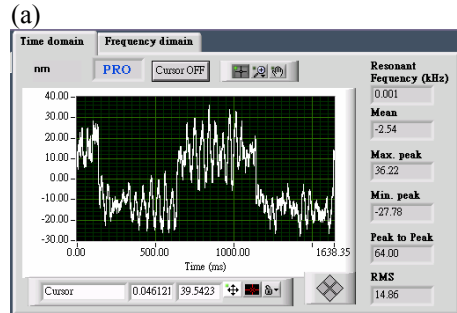


圖 3-3-11 工作流體為水之薄膜作動情形：(a)薄膜作動狀況 (b)頻率-薄膜行程位移圖。

由圖 3-3-11 的量測結果可知，當微幫浦進一步填水作為工作流體時，薄膜的最大位移量又衰減到 0.04-0.05 微米，截止頻率也降到 10Hz 左右；顯然水所造成之阻尼效應是很明顯的。

四.計畫自評與結論

本研究採用 parylene 微細加工技術，製作完成了熱挫曲式微型致動器的原型元件，然其中尚存有一些問題與量測，留待下一年度持續改進如下：

1、 AVID干涉儀的正確使用

AVID干涉儀進行微小位移的量測時，被測面對於紅光的反射需要充足。由於 parylene 可能有吸收紅光雷射或被穿透二次反射的效應，均可能造成微小位移量測的誤差。此方面將藉由 parylene 表面鍍上金膜來

進行改善。

2、 薄膜加熱後溫度的量測

由於此微幫浦期望能整合入生醫感測系統，因此元件升溫限制（最終穩定溫度最好等於或低於40度C）將是本計畫所需致力的目標。下一年度將試圖加上以紅外線攝影機（IR camera）在薄膜受熱變形時，進行其溫度的監測，以做為加熱電極改良的依據，使其能符合生醫應用之升溫限制。

3、 加熱電極配置

現行加熱電極之配置，受限於薄膜尺寸大小，及繞線的設計，本研究採簡化的繞線方式作初步嘗試，因此無法讓微幫浦薄膜均勻受熱。然而電極若有較佳的設計，使薄膜表面在通電發熱的情況下均勻發熱，相信應有助於提升其作動效果。另為避免結構邊緣電極阻值太大造成集中發熱，該部位之金屬導線寬度也應盡可能加寬，以確保發熱部位集中於薄膜中央，如圖4-1所示。

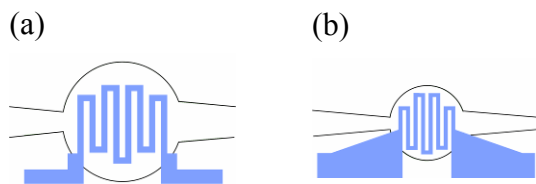


圖4-1 結構邊緣電極加寬示意：(a)現行結構邊緣電極；(b)加寬結構邊緣電極。

4、 變形薄膜的厚度

實驗中之結構，乃是利用上下兩層 parylene 高分子層厚度的差異造成變形量不一致，產生向上或向下的變形方向，若針對流道結構加厚或減薄加以設計，都會產生不同的實驗結果。另外，因應工作液體的黏滯性與強大阻尼的問題，也需要加厚 parylene 來進行調整。如何求得最佳之尺寸亦是本研究下一年之重要課題。

5、 流道構型的改動

在本研究中，微幫浦雖有推動流體的效果，但並未達到預期的流量與單向驅動功能。因此，若能於設計前期，在本計畫所採用之結構尺寸，輔以流道開口角度的規劃，或流道內所建置擋塊的角度及大小等無關設計可行性分析，搭配符合本研究架構及規

劃的數值模擬軟體的輔助，應可縮短設計及製作時程。

6、 結構高度的改動

實驗中可觀察到，微幫浦於實際推動流體時，驅動效果並非十分良好，除了液體阻尼過大之外，也可能因 parylene 薄膜變形不均勻，造成流道截面積縮小，而降低了驅動效果。因此除了前述電極部分變動規劃之外，適度的加大結構層的高度（現行高度僅 $4\mu\text{m}$ ），提供薄膜足夠的變形空間，將會是下一步可以嘗試的目標。

7、 量測方式的改良

在本研究中的微幫浦測試中，只能以探針台接觸方式施加電壓於單組微致動器，若增加探針台接觸探針數量，或使用電路板配合金屬接點打線（wire bond），使其可進行多組微幫浦作動。並藉由背面蝕穿矽質底材（backside etch）使工作液體充填能由背面直達正面儲存槽部份（如此製程也可大大簡化—只須將 parylene 進行沉積，而無需進行液體儲存槽充填口的開洞），搭配一夾治具，以壓合方式配合 O 型環（O ring），壓合蝕刻孔與夾治具上流道開孔，簡化外接管路方式，將可提高量測效率。圖 4-2 即為已初步設計開發製備之壓克力夾治具。

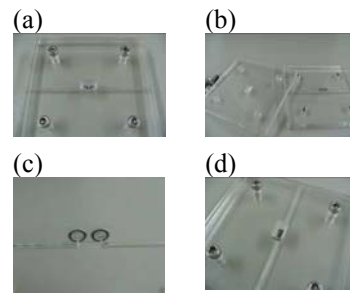


圖4-2 已開發夾治具實景：(a)夾治具全景；(b)夾治具含上、下夾具，以螺絲鎖緊壓合；(c)由底部觀測流道，黑色圓環即為O型環；(d)以正面製程晶粒組裝試用。

本研究因著 parylene 的低溫製程特性，並搭配了面型微細加工技術，成功的利用了 parylene 材料包覆了正光阻犧牲層，並配合製備的加熱金屬電極，再次沉積 parylene 材料，將金屬加熱電極成功包覆在 parylene 薄膜間，完成了 parylene 熱挫曲致動式薄膜空腔結構，可應用於微流體的傳遞推動。

本計畫為兩年計畫，第一年為實體研製

熱挫曲式 parylene 無閥式幫浦，已完成以下四項要點：

1. parylene 熱挫曲式微幫浦之結構尺寸設計。
2. parylene 薄膜熱挫曲理論與有限元素分析。
3. parylene 熱挫曲式微幫浦之製程。
4. parylene 熱挫曲式微幫浦驅動測試。

至於本計畫之研究成果，總計已發表在國際會議論文3篇[7-9]、國內會議論文1篇[10]，完成1位碩士研究生學位論文之指導[11]，並正提出中華民國[12]與美國的發明專利申請各1件。

誌謝

感謝國立台灣大學機械系楊耀州教授在 AVID 量測之協助；淡江大學儀器暨實驗中心在晶片切割之協助、工研院電子所林韋至先生於製程機台上的協助。

文獻回顧

1. 李世光與孫美芳，「初探我國發展微機電系統與奈米技術新興科技的人才培育與發展策略」，科技發展政策報導，2002年11月，pp. 845~858。
2. F. R. Liao, et al. "An Implantable Integrated SiGe FM Transmitter for HRV Biotelemetry," IEEE 2004.
3. K. Walsh, J. Norville and Y. C. Tai, "Photoresist as a sacrificial layer by dissolution in acetone," Proceeding of the 14TH IEEE MEMS, 2001, pp.114~117.
4. L. J. Yang, T. J. Yao, Y. L. Huang, Y. Xu and Y. C. Tai, "Marching velocity of capillary meniscuses in microchannels," Proceeding of the 15TH IEEE MEMS, Jan 20-24, 2002, pp.93~96.
5. J. W. L. Zhou, H. Y. Chan, T. K. H. To, K. W. C. Lai and Wen J. Li, "Polymer MEMS actuators for underwater micromanipulation," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 9, Issue: 2, June, 2004, pp.334~342.

6. T. Seki, M. Sakata, T. Nakajima and M. Matsumoto, "Thermal Buckling Actuator for Micro Relays," Transducers'97, Vol. 2, pp.1153~1156.
7. J. M. Wang etc., "Design and Fabrication of a Diaphragm Type Thermo Buckled Microactuator," Proceeding of the 1st IEEE-NEMS, Jan 18-21, 2006.
8. J. M. Wang etc., "Design and Fabrication of a Diaphragm Type Thermo Buckled Microactuator," Proceeding of the 2nd APCOT, June 25-28, 2006."
9. Lung-Jieh Yang et al., "A micro chip with GA (glutaraldehyde)-cross linked gelatin micro patterns for the culture of single cell," MicroTAS-2005, Boston, USA, Oct., 2005, pp. 1371-1373.
10. 林岳正等，"以聚對二甲苯微機電技術製作之熱挫曲式微型致動器" 第九屆奈米工程暨微系統技術研討會，2005/11/10，南台科技大學。
11. 林宏樺，"以聚-對二甲苯微機電技術製作之熱挫曲式微型致動器"，淡江大學機電工程學系碩士論文，民國94年六月
12. 楊龍杰（發明人）、淡江大學（申請人），"以高熱膨脹係數聚合物材料製成之熱挫曲式微致動單元"，申請案號 95102347，95.01.20。