

# 利用液體製作電路：離子液體電路微流體壓力感測器

## Building Electronic Circuits Using Liquids: Ionic Liquid Electrofluidic Circuit Microfluidic Pressure Sensors

董奕鍾

Yi-Chung Tung

本文將介紹利用填充離子液體之微流體通道所建構之液體電路為基礎之微流體壓力感測器，所發展的感測器可利用多層軟蝕刻方式製作，感測器可輕易地無縫整合於一般常用 PDMS 微流體系統中，不需額外的組合程序或繁複的無塵室微製程。因此所發展之壓力感測器可以大規模整合於微流體系統中，甚至可製作出完全可拋式元件。在此壓力感測的原理是利用量測壓力所造成的液體電路電阻改變，藉由惠思同電橋的電路設計，感測器可以精準且穩定的量測電阻值。實驗中，利用加壓的氮氣來進行感測器的校正與性能測試，實驗結果說明了壓力感測器的線性量測特性、極佳的長時間及溫度穩定性。綜合而言，本文中所介紹的微流體壓力感測器可以提供 PDMS 微流體系統中更簡易、更具實用價值的偵測，以及系統中流況與液體性質之觀察，對於發展各式應用微流體系統有極大助益。

This article introduces a microfluidic pressure sensor based on electrofluidic circuits constructed by ionic liquid (IL)-filled microfluidic channels. The developed pressure sensor can be seamlessly fabricated into polydimethylsiloxane (PDMS) microfluidic systems using the well-developed multilayer soft lithography (MSL) technique without additional assembly or sophisticated cleanroom microfabrication processes. As a result, the device can be easily scaled up and is fully disposable. The pressure sensing is achieved by measuring the pressure-induced electrical resistance variation of the constructed electrofluidic resistor. In addition, an electrofluidic Wheatstone bridge circuit is designed for accurate and stable resistance measurements. The pressure sensor is characterized using pressurized nitrogen gas and the experimental results demonstrate the great long-term stability, temperature stability, and linear characteristics of the developed pressure sensing scheme. Consequently, the integrated microfluidic pressure sensor developed in this paper is promising for better monitoring and for characterizing the flow conditions and liquid properties inside the PDMS microfluidic systems in an easier manner for various applications.

## 一、前言

由於微製作技術的發展與進步，微流體技術於最近十年來成為熱門的研究領域，微流體提供許多優點，例如：較少量的樣品及試劑需求、低耗能、低製作成本及較短的反應時間，使得此技術加速了各式分析化學及生醫應用的研究發展<sup>(1-5)</sup>。在流體力學中，壓力扮演極為關鍵的角色，具有控制及監測壓力能力的微流體系統，可精確地對流體進行空間及時間上的控制，進而精進了各式化學及生醫微元件的發展，並擴大其應用範圍。此外，準確地壓力監測更可以增進科學家對於各種微流體現象的觀察，以期能更深入了解許多微觀流體物理特徵。因此發展精準壓力感測元件，對於發展下一代整合型微流體系統具有舉足輕重的影響。

現今的微流體系統建構於多種不同的材料上<sup>(4)</sup>，其中又因高分子聚合物具有多樣材料特性，使其成為製作微流體系統的重要材料。其中，尤以具有極佳光學透明度、製作簡易性、特殊機械特性及生物相容性之彈性高分子聚合物 (elastomer)－聚二甲基矽氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS) 最被廣泛使用<sup>(1, 6)</sup>。PDMS 微流體系統被大量應用於化學合成、細胞培養及各式生化分析上，因此發展可整合於 PDMS 微流體系統之微觀壓力感測器成為一重要課題。現有文獻中報導了各式可整合於 PDMS 微流體系統之微加工製作的壓力感測器，包括可撓式高分子聚合物壓電感測器及具有無線傳輸功能之電容式感測器，這些壓力感測裝置具備了小體積且能提供電子信號輸出的優點，然而有複雜的製作、冗長的組合程序及不可靠的微觀／巨觀介面問題，使得具有壓力感測能力的整合型 PDMS 微流體系統並不適合實際應用<sup>(7-12)</sup>。

為了使壓力感測器之整合更為容易，許多研究投入於發展直接製作或利用 PDMS 製作之壓力感測器，包括：光柵、PDMS 薄膜影像分析方式<sup>(13, 14)</sup>、導電性 PDMS 壓力感測器及微流體壓力感測閥<sup>(15, 16)</sup>。這些技術仍存在一些關鍵缺點無法被微流體元件大量運用，例如：光學感測方式無法進行大規模整合，而且後續訊號處理極為複雜；導電性 PDMS 壓力感測器仍需複雜及繁瑣的對準及製作程序。因此具有電子信號輸出、簡易製作程序且能無

縫整合於 PDMS 微流體系統的壓力感測器成為建構完整微流體技術的關鍵。

本文將介紹一新型以離子溶液 (ionic liquid) 與 PDMS 微流體通道所建構的液體電路為基礎之微流體壓力感測元件，所發展的壓力感測器可利用多層軟蝕刻 (multilayer soft lithography, MSL) 製作方式直接無縫製作於各式 PDMS 微流體系統中，過程中不需繁瑣的組裝或複雜的無塵室製造程序，所以利用此液體電路技術所製作之元件具有低價格及可拋棄性的優點<sup>(17)</sup>。本項技術使得微流體壓力感測技術向前邁進一大步，提供了更具有實用價值的解決方案，進而實現了感測器大規模整合的可能性，利用此技術讓發展自動化甚至具備閉迴路控制 (feedback control) 的下一代微流體系統不再遙不可及。

## 二、微流體元件設計

本文所將介紹的整合壓力感測器之微流體系統由兩層具有微流道結構的 PDMS 及玻璃基板所組成，PDMS 微流道部分一層為一般微流體通道，另一層為建構液體電路之流體通道，兩層 PDMS 中間以約 100  $\mu\text{m}$  厚之 PDMS 彈性薄膜區隔 (如圖 1)。下層之微流體通道可用於各式化學分析或生醫應用之微流體元件，而上層之液體電路則用於量測下層流體通道中特定位置之壓力。所設計之整合式微流體系統的壓力量測原理為當下層微流道中壓力改變時，壓力經由與上層壓力感測器對準之壓力傳輸通道施加於 PDMS 彈性薄膜上，進而改變上層液體電路之流體通道截面積，此截面積之改變影響了壓力感測液體電路的電阻值，造成了整個電路之特性更改。因此，藉由量測液體電路之電氣特性，可以評估於微流體通道內之壓力變化，以達成壓力感測之目的。

為了準確量測壓力所造成之液體電路電阻值變化，壓力感測部分利用了液體電路建構了惠思同電橋 (Wheatstone bridge) 的設計，於實際設計中感測器使用了四個相同尺寸的液體電路電阻，包括了一個用以感測壓力，而壓力感測之電阻與下層微流道通道中之壓力傳輸通道對準。為了預測壓力感測之電子特性及性能表現，在此利用了基本電路學及力

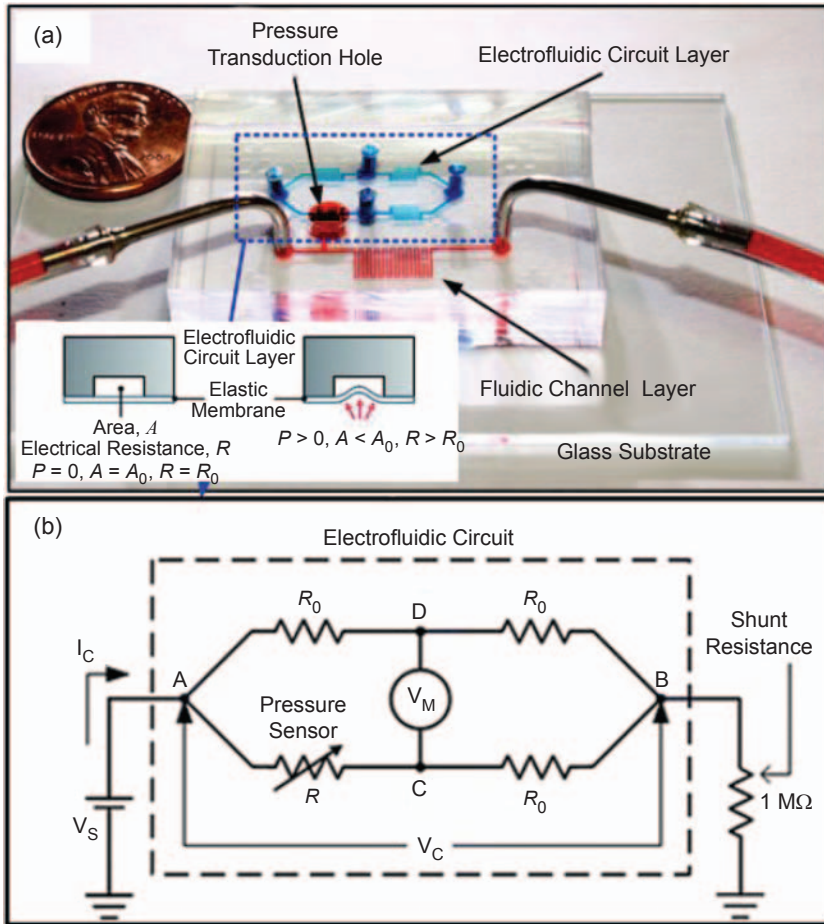


圖 1.

(a) 整合利用離子液體液體電路所構成壓力感測器之 PDMS 微流體系統實體照片，以及壓力感測之作用原理。以藍色液體填滿部分為上層液體電路流道部分；紅色液體填滿部分為可用於各式應用之微流體通道部分。  
(b) 壓力感測器以離子液體填滿之液體電路部分的等效惠思同電橋電路圖。

學理論來評估元件的特性，根據電路學 Kirchoff's law 當施加電壓於整個電橋電路時 (A, B)，跨越電橋兩端之輸出電壓 (C, D) 為：

$$V_M = \left( \frac{1}{2} - \frac{R_0}{R + R_0} \right) \cdot V_S$$

其中， $R$  為壓力感測元件之電阻值， $R_0$  為液體電路電阻之初始電阻值。由於四個相同尺寸之液體電路電阻設計，於未施加壓力之狀況下，初始輸出電壓趨近於零。當壓力感測元件之電阻值改變  $\Delta R = R - R_0$ ，且此改變相對於初始電阻值極小時，輸出電壓將會與此電阻值改變呈線性關係。

$$\Delta V_M = \left[ \frac{1}{2} - \frac{R_0}{(R_0 + \Delta R) + R_0} \right] \cdot V_S = \left( \frac{\frac{1}{2} \cdot \Delta R}{2R_0 + \Delta R} \right) \cdot V_S$$

$$\text{for } \Delta R \ll R_0, \Delta V_M \approx \left( \frac{V_S}{4R_0} \right) \cdot \Delta R$$

當下層之微流體通道壓力升高時，薄膜會產生形變，進而縮小上層液體電路之流體通道截面積，根據歐姆定律 (Ohm's law)，電阻值之改變與導體截面積成反比關係：

$$R = \rho \frac{l}{A}$$

其中  $\rho$  為電阻係數， $l$  為導體長度， $A$  為導體電流方向之截面積。當截面積縮小了  $\Delta A$ ，且與原面積比較相對為小時，電阻值之改變為：

$$\Delta R = \left( \frac{\rho l}{A^2} \right) \cdot \Delta A$$

因此輸出電壓之改變與壓力所產生液體電路電阻截面積之改變，可整理為：

$$\Delta V_M = \left( \frac{V_S}{4R_0} \right) \left( \frac{\rho l}{A^2} \right) \cdot \Delta A$$

依據線性板理論，當薄膜形變極小時，其所造成之截面積改變與所施加之壓力可近似於線性關係。因此，藉由上述理論推導，液體電橋電路之輸出電壓改變，將與施加壓力成線性關係。除此之外，惠思同電橋的設計因具有溫度補償的功能，所以其輸出電壓不易隨著溫度變化而有擾動，藉由上述的元件及電路設計，此感測器具備線性輸出、溫度穩定性及精確壓力量測等優點。

### 三、微流體元件製作

本文中所發展之整合壓力感測器微流體系統以多層軟蝕刻 (multilayer soft lithography, MSL) 方

式製作，上層液體電路及下層微流體通道，皆以一般光學顯影方式於矽晶圓上製作之 SU-8 負光阻為母模所翻製之 PDMS (sylgard 184, Dow Corning, Midland, MI, USA) 製作而成，薄膜部分則是利用 PDMS 預備溶液旋鍍於晶圓上，藉由旋鍍轉速控制其厚度，PDMS 與薄膜及玻璃基版之間在打洞作為流體出入口後，以氧電漿表面處理方式進行共價結合 (covalent bonding)。製作完成的微流體系統，於上層液體電路流體通道內加入離子液體 1-ethyl-3-methylimidazolium dicyanamide，(H26901, Alfa Aesar, Ward Hill, MA, USA) 作為液體電路之導電材料 (如圖 2 所示)。

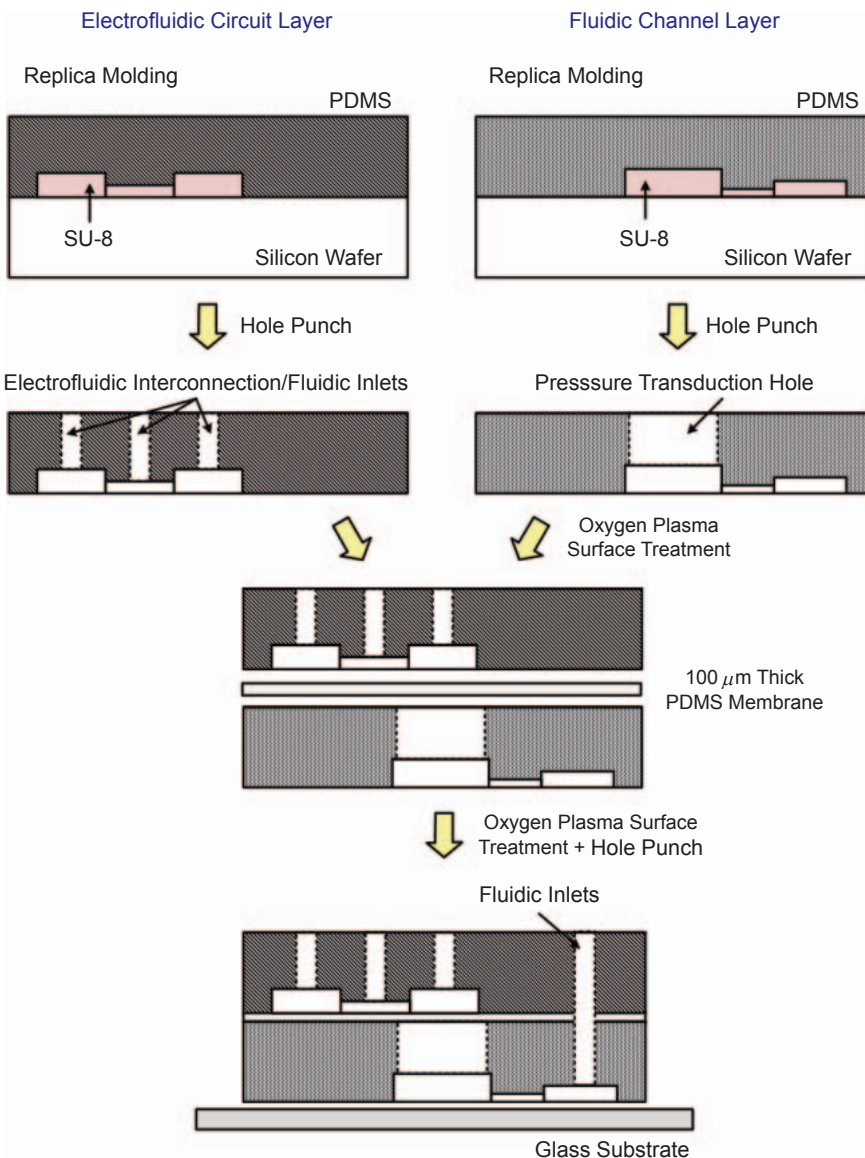


圖 2. 以多層 PDMS 製作技術 (multilayer soft lithography) 為基礎之無縫整合壓力感測器 PDMS 微流道系統之製作流程。

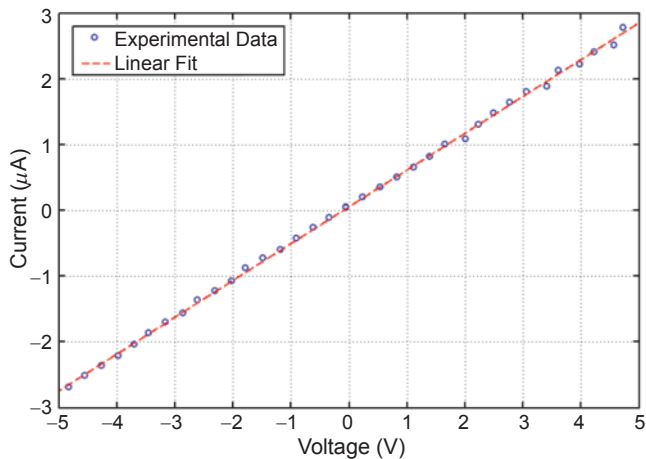


圖 3. 施加電壓  $-5$  至  $5$  V 範圍內離子液體所構成液體電路之電流－電壓曲線量測結果及線性回歸曲線。

#### 四、液體電路特性分析

為了了解製作完成液體電路之電氣特性，首先將單對液體電路部分進行電流－電壓曲線量測，實驗中利用信號擷取 (data acquisition system, DAQ) 系統 (PCIe-6363, National Instruments, Austin, TX, USA) 搭配 LabVIEW 程式 (Version 2009, National Instruments)，對於整個液體電路進行量測；為量測通過電路的電流，一已知電阻值 ( $1\text{ M}\Omega$ ) 之電阻串連於液體電路上，信號擷取系統將同時對於液體電路施加電壓，並量測跨越已知電阻之電壓值，以評估通過電路之電流。

圖 3 所示為利用前述實驗設備所量測施加電壓  $-5$  V 至  $5$  V 範圍內之電流－電壓曲線量測結果，利用最小平方方法線性回歸曲線分析 (least square linear regression)，可發現實驗中液體電路之電阻值約為  $1.787\text{ M}\Omega$ ，而其相關係數 ( $R^2$ ) 高達  $0.998$ ，說明於  $-5$  至  $5$  V 的電壓範圍內，液體電路可以單純近似為電阻元件，而不需考慮其他寄生的電子特性。因此可預期於感測器薄膜小形變狀況下壓力感測器之輸出電壓信號，如前述依據電阻模型理論推導，與微流體通道中之壓力呈線性關係。

#### 五、感測器壓力校正

感測器之壓力校正部分，先以封閉微流體通道

出口之元件，利用氮氣鋼瓶所提供之壓力均勻施加於微流體通道內，壓力可藉由氮氣鋼瓶上之壓力調節閥進行調整 (如圖 4(a))。於壓力校正過程中，氣體壓力以每  $2.5$  psi 為單位，逐步自  $0$  psi 增加至  $36$  psi，每一壓力值均保持超過二分鐘，以確定感測器達到穩定狀態。在感測器電子訊號偵測部分，利用前述的信號擷取系統連續收集感測器之輸出電壓，為了減低離子溶液中離子因電場重分布所造成的電壓飄移，實驗中使用方波之交流電信號 ( $\pm 2.5$  V,  $200/200$  ms 週期) 為輸入電壓 (A, B)。

圖 4(b) 所示為時間軸上  $0$  psi 至  $36$  psi 之輸出電壓實驗結果，圖 4(c) 所示為於每一壓力值下

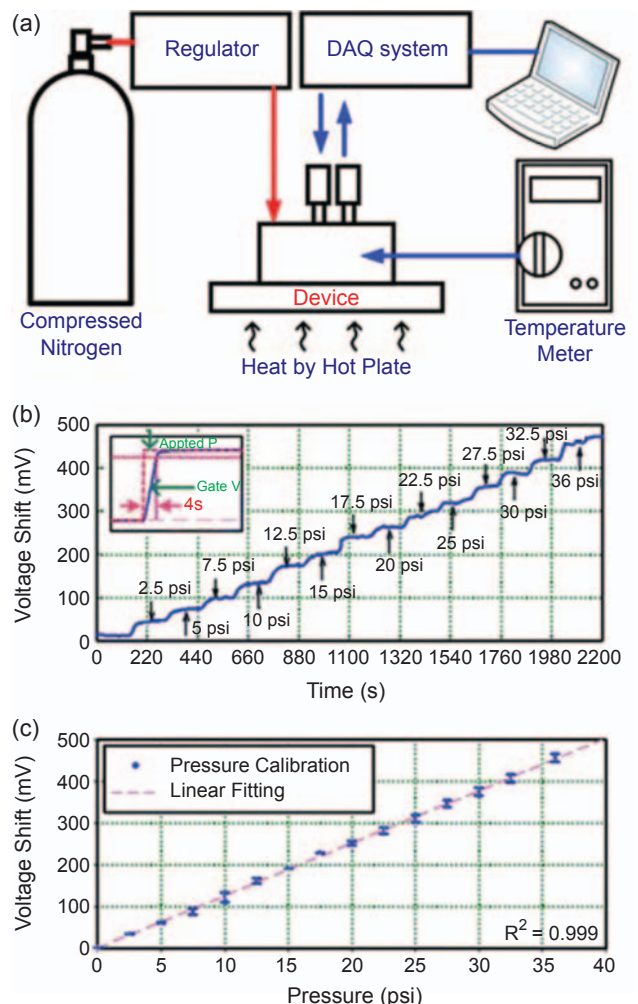


圖 4. (a) 感測器壓力校正之實驗配置圖。(b) 時間軸上施加  $0$  psi 至  $36$  psi 氣體壓力時，壓力感測器之輸出電壓結果。(c) 壓力感測器輸出電壓與施加壓力關係圖及其線性回歸曲線。

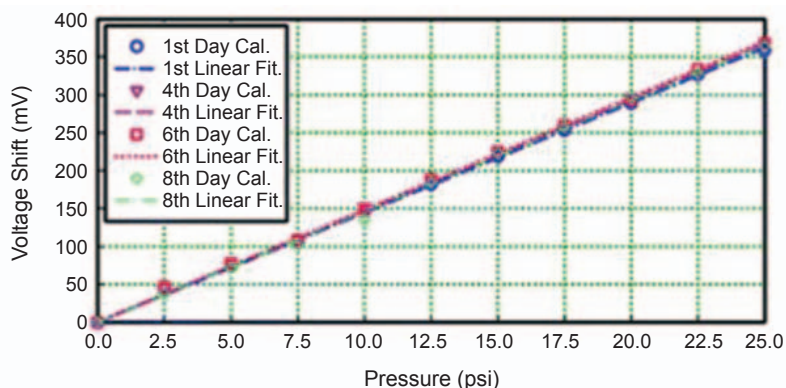


圖 5. 長時間穩定度測試：第一、四、六及八天的感測器壓力校正測試結果及其線性回歸曲線。

之平均輸出電壓值對壓力的實驗關係圖，結果顯示輸出電壓與施加壓力間極為線性的關係 ( $R^2 > 0.999$ )，與前述理論推導極為吻合。此極高的壓力感測線性度，對於許多微流體元件應用及後續之信號處理有極大助益，從線性回歸曲線分析計算可得，此壓力感測器輸出電壓於 1 psi 之施加壓力下會有 12.60 mV 的變化。

## 六、長時間穩定度測試

由於許多微流體元件之應用需要長時間的實驗 (例如：微流體細胞培養)，發展在微流體系統中能穩定監測壓力之感測器為一重要任務。由於離子溶液具有吸濕性 (hygroscopic) 且極低之蒸氣壓，於常溫下離子溶液並不易揮發。在此實驗中為了測試本文中所發展之壓力感測器之長時間穩定性，在不添加額外離子溶液的狀況下，對整合壓力感測器之微流體系統進行長達八天的實驗，於每天的實驗中進行 0 psi 至 25 psi 之壓力校正測試。圖 5 所示為第一、四、六及八天的測試結果，從線性回歸曲線分析結果發現，八天中的感測器靈敏度差異約為 (0.34 mV/psi)，亦即小於 2.3% 的差異。實驗結果說明了利用液體溶液所建構的壓力感測器，因液體溶液之特殊材料性質，使感測器具有優良的長時間穩定性。

## 七、溫度穩定度測試

溫度穩定性為各種微流體系統應用中另一重要課題，例如：聚合酶連鎖反應 (polymerase

chain reaction, PCR) 中需經過一連串的熱循環 (denaturing : 94–96 °C, annealing : 65 °C, elongation : 72 °C)，因為溫度穩定性的重要，實驗中測試了壓力感測器在不同溫度下之效能表現。在溫度穩定性測試中，整個微流體系統置於數位溫控加熱板 (C-MAG HS 7, IKA, Wilmington, NC, USA) 上，在不同設定溫度下，進行前述的壓力校正實驗，於實驗過程中熱電耦溫度感測器架設於微流體元件上，以量測實際操作溫度，實驗中元件於四個不同溫度下進行量測：25、40、60 及 100 °C，實驗結果繪製於圖 6。從實驗結果來看，感測器於不同溫度下具有相似的性能表現，於不同溫度下感測器輸出電壓之差異不超過 7.2%，說明了利用惠思同電橋具有溫度補償的設計，使得感測器具有極佳的溫度穩定性，使所設計之壓力感測器整合微流體系統，可應用於各式化學分析及生醫應用上。

## 八、結論

本文中提出一可以無縫整合於 PDMS 微流體系統之壓力感測器，感測器是建構於新穎的以離子溶液為導體的液體電路上，由於液體電路結構上與一般微流體元件無異，因此壓力感測器部分可直接製作於 PDMS 微流系統中，而無需繁瑣的製作程序。壓力感測器利用壓力造成彈性薄膜形變，進而改變液體電路流體通道之截面積造成電阻值之變化，利用液體電路將此電阻值之變化轉換成電壓訊號。另外，藉由離子溶液的使用及惠思同電橋的電路設計，壓力感測器具有高偵測線性度、溫度補償及長時間穩定性等優點，如此的無縫整合微流體技

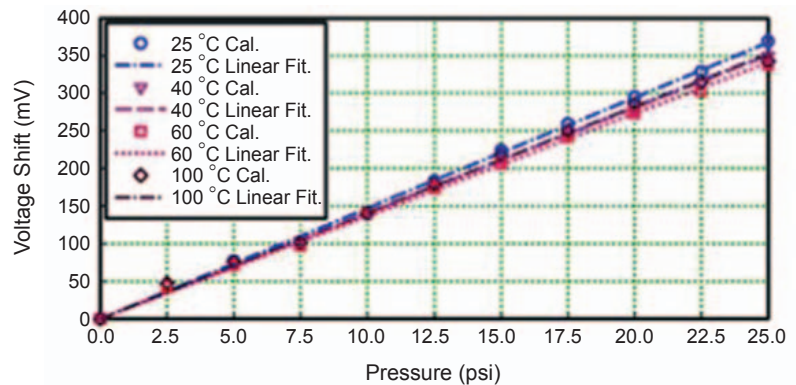


圖 6.

溫度穩定度測試：實驗中元件於四個不同溫度下進行量測：25，40，60 及 100 °C 之實驗結果。

術發展帶來許多特殊的長處，例如：簡易的製作程序、低成本、完全可拋棄式及大規模整合。由於本文中所介紹的壓力感測器的多項優點，此感測器可應用於多項需要不同工作溫度範圍、長時間觀察的化學分析及生醫微流體系統上，進而可用以發展下一代整合液體電路，具有更佳控制能力的微流體系統，以提昇微流體系統在各項科學研究的應用！

## 參考文獻

1. G. M. Whitesides, *Nature*, **442**, 368 (2006).
2. D. Janasek, J. Franzke, and A. Manz, *Nature*, **442**, 374 (2006).
3. A. Gunther and K. F. Jensen, *Lab Chip*, **6**, 1487 (2006).
4. R. L. Hartman and K. F. Jensen, *Lab Chip*, **9**, 2495 (2009).
5. H. A. Stone, A. D. Stroock, and A. Ajdari, *Annu. Rev. Fluid Mech.*, **36**, 381 (2004).
6. D. C. Duffy, J. C. McDonald, O. J. A. Schueller, and G. M. Whitesides, *Anal. Chem.*, **70**, 4974 (1998).
7. M. Akiyama, Y. Morofuji, T. Kamohara, K. Nishikubo, M. Tsubai, O. Fukuda, and N. Ueno, *J. Appl. Phys.*, **100**, 114318 (2006).
8. K. I. Arshak, D. Morris, A. Arshak, O. Korostynska, and E. Jafer, *IEEE Sens. J.*, **7**, 122 (2007).
9. G. Schweeger, C. Lang, K. Fricke, H. L. Hartnagel, R. Dolt, and G. Hohenberg, *Electron. Lett.*, **30**, 1355 (1994).
10. Y. H. Wang, C. P. Chen, C. M. Chang, C. P. Lin, C. H. Lin, L. M. Fu, and C. Y. Lee, *Microfluid. Nanofluid.*, **6**, 333 (2009).
11. W. Y. Chang, C. H. Chu, and Y. C. Lin, *IEEE Sens. J.*, **8**, 495 (2008).
12. H. P. Le, K. Shah, and A. Zayegh, *Analog Integr. Circuits Signal Process.*, **48**, 21 (2006).
13. K. Hosokawa, K. Hanada, and R. Maeda, *J. Micromech. Microeng.*, **12**, 1 (2002).
14. K. Chung, H. Lee, and H. Lu, *Lab Chip*, **9**, 3345 (2009).
15. L. Wang, M. Zhang, M. Yang, W. Zhu, J. Wu, X. Gong, and W. Wen, *Biomicrofluidics*, **3**, 034105 (2009).
16. E. P. Kartalov, G. Maltezos, W. F. Anderson, C. R. Taylor, and A. Scherer, *J. Appl. Phys.*, **102**, 084909 (2007).
17. C.-Y. Wu, W.-H. Liao, and Y.-C. Tung, *Lab Chip*, **11**, 1740 (2011).



董奕鍾先生為美國密西根大學機械工程博士，現任中央研究院應用科學中心助研究員。

Yi-Chung Tung received his Ph.D. in mechanical engineering from University of Michigan, Ann Arbor, USA. He is currently an assistant research fellow in the Research Center for Applied Sciences at Academia Sinica.