

新型電磁式薄膜微幫浦之開發

The Development of a Novel Electromagnetic Membrane Micropump

殷宏林、謝哲偉、徐玄修、林郁欣

Hung-Lin Yin, Jerwei Hsieh, Hsuan-Hsiu Hsu, Yu-Hsin Lin

微幫浦是微流體技術中的關鍵元件之一，用來控制流體傳輸行為及反應程序。本文歸納整理目前微幫浦元件之開發現況，並簡介其設計概念與性能比較。而為克服現存微幫浦元件在實際使用上所遭遇的困難，本文亦提出一新型電磁式薄膜微幫浦之設計，可簡化操作程序且降低與微流體晶片耦合時之複雜度，並具有可靠度高及穩定性佳等特性。藉由進一步整合此微幫浦與閥控微流體晶片，將可達成可攜式生醫分析系統的實用化目標。

Micropump is a key component in microfluidic technology. It is used to control the fluidic transportation and sequence the chemical reactions. This paper reports the development of current micropumps and introduces the basic design concepts of non-mechanical and mechanical micropumps. A novel electromagnetic membrane micropump is also proposed in this paper to provide a more effective way to control microflow. By combining this electromagnetic membrane micropump with a valve-control microfluidic chip, a portable biomedical analysis system is expected to be realized.

一、微幫浦簡介

近年來由於微機電系統技術的開發與成熟，利用微流體技術 (microfluidic technology) 進行生物醫學方面的研究已成為當前世界的潮流。無論是於單一微系統晶片上完成複雜之生化或化學分析的微全分析系統 (micro total analysis system, μ TAS)⁽¹⁾ 概念，或是將傳統實驗室微縮至單一晶片上操作的實驗室晶片 (lab-on-a-chip)⁽²⁾ 概念，皆是奠基於微流體技術的整合而發展。根據微流體特性而開發出來的相關元件包含微流道、微反應器、微閥門、微幫

浦、微混合器及微分離器等。其中微幫浦除用來驅動傳輸及定量化微流體外，亦是控制化學反應時序的關鍵元件。

微幫浦主要可分為兩大類^(3,4)，第一類為非機械式微幫浦，其包含電液動式⁽⁵⁾、彈性平面波式⁽⁶⁾、電滲流式⁽⁷⁾、連續電濕潤式⁽⁸⁾、磁液動式⁽⁹⁾及氣泡式⁽¹⁰⁾等。其中，電液動式、電滲流式、連續電濕潤式及磁液動式是利用施加電場或磁場的方式，搭配特殊的流體特性 (如介電質、電解液或含磁性物質等)，而促使流體進行移動。彈性平面波式則是利用指叉狀電極於壓電基材表面產生平面波，藉

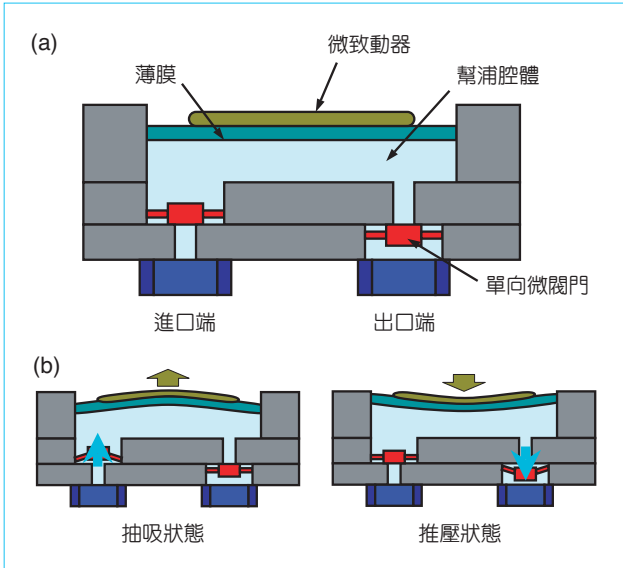


圖 1. (a) 機械式微幫浦基本架構圖，(b) 機械式微幫浦操作示意圖。

由平面波的傳遞帶動流體往前運動。氣泡式微幫浦利用氣泡來推動流體，而氣泡可藉由加熱或電解等方法產生。由於非機械式微幫浦不含可動結構，因此在操作上具有可靠度高及穩定性佳等優點；此外，亦具有與微晶片製程相容及整合容易等優點。然而非機械式微幫浦由於直接建構於微流體晶片上，使得微流體晶片的製作成本相對提高，而降低其作為拋棄式晶片設計的可能性。此外，所消耗功率大及流體的限制(如電解液需求)亦是其缺點。

另一類則為機械式微幫浦，圖 1(a) 為最常見的機械式微幫浦架構，包含微致動器、薄膜、腔體及微閥門等結構，分別提供薄膜變形力、彈性回復力、流體通道與儲存及控制流體朝特定方向流動等功能。在操作上是利用微致動器驅動薄膜變形後產生抽吸壓力，此時流體通過進口端閥門而進入腔體，隨後微致動器驅動薄膜往反方向變形造成推進壓力，而使得腔體內的流體通過出口端閥門輸出，如圖 1(b) 所示。根據不同的微致動器選擇，可分為壓電式⁽¹¹⁾、熱氣動式⁽¹²⁾、氣動式⁽¹³⁾、靜電式⁽¹⁴⁾、電磁式⁽¹⁵⁾ 及形狀記憶合金式⁽¹⁶⁾。架構設計上亦可將其分為循環往復式 (reciprocating)⁽¹⁷⁾ 及蠕動式 (peristaltic)⁽¹⁸⁾ 兩類，其中前者對微致動器衝程 (stroke) 性能要求較高，但結構設計及控制較為簡

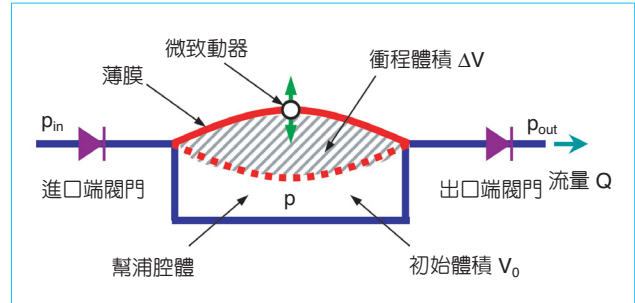


圖 2. 機械式微幫浦搭配微閥門操作示意圖。

單。反之，後者需依序開啟或關閉各個腔體，因此在控制處理上較為複雜，但相對的其對微致動器的性能要求較低。由於微致動器所能提供的衝程體積一般遠小於幫浦腔體體積，為確保微幫浦在操作上具強健性 (robust)，即有自啟動性 (self-priming) 及較佳的氣泡容許性 (bubble tolerance) 或較小的無效體積 (dead volume)，並且能提供流體足夠大的壓力以克服前進時所遭遇的流阻，因此在操作時首重的兩項參數為壓縮比 (compression ratio, ϵ) 及輸出壓力 (pump pressure, p)⁽¹⁹⁾，如圖 2 所示。其最佳化設計必須滿足下列兩點：

1. 壓縮比 ϵ 越大越好， $\epsilon = \Delta V/V_0$ 。
2. 輸出壓力 p 越大越好 ($|p - p_{out}| > p_{crit}$, $|p - p_{in}| > p_{crit}$)。

其中 p_{in} 與 p_{out} 的大小由微閥門之設計所決定，一般可分為主動式閥門 (逆止閥 (check valve)⁽²⁰⁾) 及被動式閥門 (擴散器/噴嘴式 (diffuser/nozzle)⁽²¹⁾ 或瓣膜導管式 (valvular conduit)⁽²²⁾) 兩種。整體而言，機械式微幫浦在設計概念上較為簡單，對於流體特性較無特殊需求，且與晶片分離的設計允許其可搭配拋棄式微流體晶片，因而降低系統整體的成本。然而機械式微幫浦因含有可動元件，且在操作時需與工作流體進行直接接觸，因此對其可靠度及元件壽命將是一大挑戰。此外，由於機械式微幫浦與微流體晶片採分離式設計，因此兩者之間的耦合 (coupling) 與連結 (connecting) 變得極為重要。一般大多利用合適尺寸的管路將微幫浦的出口端與微晶片的注入端以人工方式進行連結，而管路封口的密封程度將直接影響微幫浦的工作效能。當所處理的檢體或試劑數目增加時，則需量身訂做的卡匣式微

流體晶片，以直接對應各流體微幫浦之輸出端。

除上述兩大類微幫浦外，近年來亦有利用離心力的方式來進行多種微流體的平行驅動，其中實驗室碟片 (lab CD) 即為其代表⁽²³⁾。該技術架構於現今光碟片的驅動與讀取系統，利用馬達旋轉時所產生的離心力來驅動流體，且根據轉速的不同可控制流體進入微流道反應區的時序，在檢測方面則可藉由光學讀取頭進行吸收光或螢光光譜記錄。由於可在碟片上布植數個微流道，因此可大量平行處理不同

患者的檢體或診斷單一患者不同的標的指數。然而旋轉馬達體積較大，且不易將其微型化，使得檢測系統整體積體化程度降低。此外，在平行處理大量流體時，流體驅動的均勻性仍是該技術亟待解決的一大課題。

相關機械式與非機械微幫浦之特性及性能整理列述於表 1，目前微幫浦所能提供的流量範圍介於 mL/min 至 nL/min，選擇上取決於系統端之需求是在於高流量、快速反應或是需要精確地控制微小的

表1. 各式微幫浦性能特性比較表。

主要分類	驅動方式	性能範圍	特點	困難或問題
機械式	壓電式 (Piezoelectric)	流量：mL/min 背壓：100 kPa 電壓：100 V 頻率：~kHz	1. 結構簡單 2. 響應快 3. 驅動力大	1. 操作電壓高 2. 位移量小 3. 薄膜材料不易取得
	熱氣動式 (Theropneumatic)	流量：~10 μ L/min 背壓：< 10 kPa 電壓：< 10 V 頻率：< 10 Hz	1. 位移量大 2. 操作電壓低	1. 響應慢 2. 發熱現象
	氣動式 (Pneumatic)	流量：mL/min 背壓：> 10 kPa 電壓：n/a 頻率：~10 Hz	1. 結構簡單 2. 驅動力大 3. 位移量大	1. 響應慢 2. 驅動源體積大
	靜電式 (Electrostatic)	流量：mL/min 背壓：>10 kPa 電壓：10–200 V 頻率：> kHz	1. 製程相容且穩定 2. 響應快 3. 輸出可精確控制	1. 操作區間短 2. 操作電壓高 3. 位移量小
	電磁式 (Electromagnetic)	流量：mL/min 背壓：~10 kPa 電壓：< 10 V 頻率：>100 Hz	1. 位移量大 2. 驅動力大 3. 操作電壓低	1. 耗能高 2. 發熱現象 3. 需磁性物質
	形狀記憶合金式 (Shape Memory Alloy)	流量：< mL/min 背壓：200 kPa 電壓：< 10 V 頻率：< 100 Hz	1. 驅動力大 2. 輸出壓差大	1. 材料取得不易 2. 能量效率低 3. 需預變形或預壓
非機械式	電液動式 (Electrohydrodynamic)	電壓：40–700 V 頻率：kHz–MHz	1. 製程簡單 2. 良率高	僅適用於非導電性流體
	彈性平面波式 (Flexural Planar Wave)	流量：< 1 μ L/min 功率：10 mW	1. 操作電壓低 2. 無導電性限制	1. 壓電基材選擇 2. 電極製作精度
	電滲流式 (Electroosmosis)	壓差：> 1 atm 電壓：> 1 kV	1. 針對電解液 2. 輸出壓差大	操作電壓高
	連續電濕潤式 (Continuous Electrowetting)	電壓：< 10 V 流量：> 10 μ L/min	可輸送流體液珠	1. 電極陣列製作 2. 控制電路需求
	磁液動式 (Magnetohydrodynamic)	流量：> 40 μ L/min 壓差：~1 kPa		流體需具鐵磁性或 內含磁性粒子
	氣泡式 (Bubble-based)	流量：~100 μ L/min		響應慢

二、電磁式薄膜微幫浦設計

為解決傳統分離式機械微幫浦在耦合連結與操作可靠度上所遭遇的問題，且同時簡化程序控制需求並保持良好的系統擴充性，本文提出一新型電磁式薄膜微幫浦之設計，以期進一步達到實用化之目標。此新型電磁式薄膜微幫浦搭配可拋棄式微流體晶片之操作概念如圖 3 所示，將檢體或試劑注射入微流體晶片上的注入口後，流體藉由毛細力作用而自動填充入微流道中並停止於被動式微閥門處⁽²⁴⁾。此時利用一機械式凸輪使薄膜微幫浦模組移至微流體晶片表面並提供一預力，使薄膜微幫浦緊貼於注入口。由於彈性高分子薄膜具有較大的變形裕度，在適當的預力作用下可與晶片表面做緊密接觸 (conformal contact)^(25,26)，因此預期可在注入口形成良好的密封狀態。其後利用電磁力驅動薄膜產生變形，促使密封空間內的氣體因體積壓縮而產生壓力，當壓力大於被動式微閥門壓差時即可驅動流體突破閥門往前流動，並停止於下一個被動式微閥門處，直到繼續提升電磁力使壓力增加時流體方能再往前流動。根據不同的微流體晶片設計，可進行直接或定量流體驅動，分別如圖 3(a) 及圖 3(b) 所示。

由於上述操作僅需簡單的對位組裝，且不需要複雜的管路與晶片作連接，使其在耦合連結的議題上困難度大為降低。在系統的擴充性上，當微流體晶片上所需處理的檢體或試劑數目增加時，仍可藉由單一薄膜微幫浦模組來進行平行驅動，而各流體的時序控制則可藉由輸入不同的線圈電流產生不同的驅動壓差，並搭配微閥門設計來達成，不僅控制簡單，且大幅精簡所需的微幫浦模組數目。此外在操作方式上，由於並非採用循環往復運動的方式來驅動流體，而是僅需維持固定壓力 (薄膜位移) 待區間內流體反應完成，因此可避免可動結構因長時間往復作動產生機械疲勞等問題而影響元件操作壽命，同時提升元件之可靠度。最後針對工作流體的驅動方向，由於電磁力可致動彈性薄膜產生上、下的形變衝程，因此可提供流體往前運動的驅動壓差；反之，亦可提供往回運動的抽吸壓差，流體的流動方向將不再限制於單一方向。

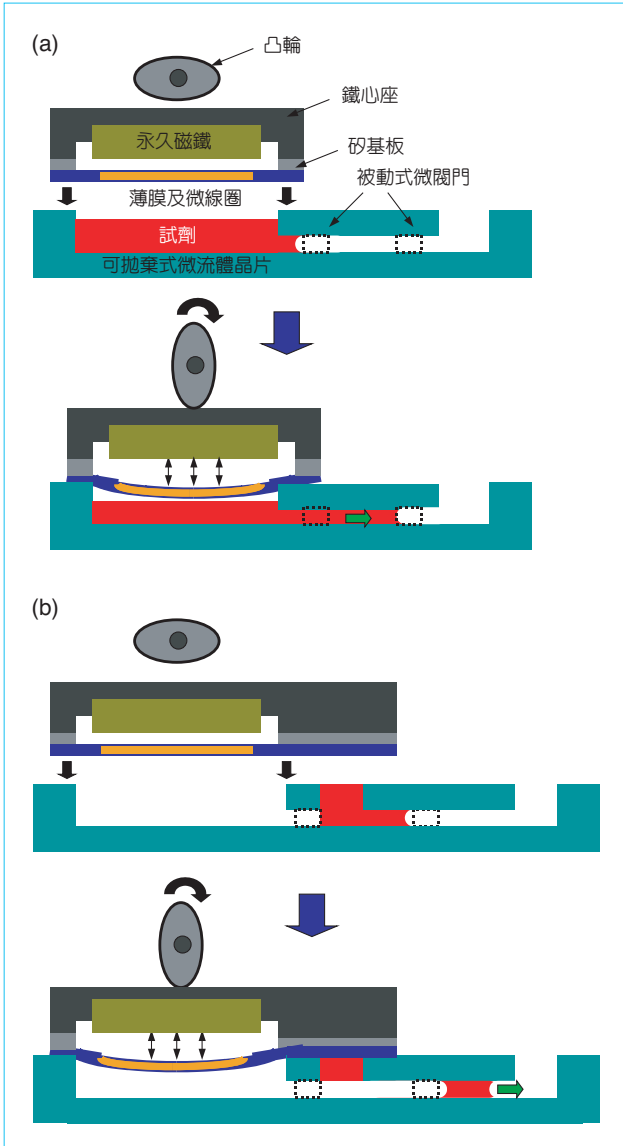


圖 3. 新型電磁式薄膜微幫浦操作示意圖，(a) 直接驅動，(b) 定量驅動。

流體體積。其所處理的工作流體之雷諾數 (Reynolds number) 一般小於 100，即大多落在層流 (laminar flow) 的範圍之內。歸納而言，文獻中所報導之微幫浦在實際操作上仍有以下的議題亟待解決：(1) 與微流體晶片整合時之積體化程度，(2) 僅提供單方向驅動之流體，(3) 耦合連結的複雜度高，(4) 可靠度及重複使用性，(5) 可擴充性，即與其他元件搭配時的彈性裕度等問題。

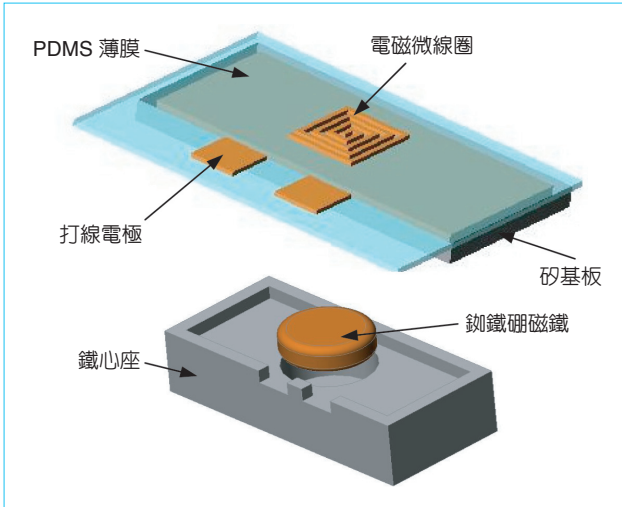


圖 4. 電磁式薄膜微幫浦模組。

圖 4 為本研究所提出的電磁式薄膜微幫浦模組架構圖，包含永久磁鐵、鐵心座、彈性薄膜及電磁微線圈，分別提供局部磁場、提升局部磁力線密度、彈性回復力及產生感應磁場。其中，由於製程上之考量，電磁微線圈是以嵌入的方式固定於彈性薄膜中，相關製程內容將於下一章節中詳述。首先，針對電磁微線圈與永久磁鐵作用產生之磁力大小進行分析。以方形薄膜內嵌正方螺旋型線圈為例，如圖 5(a) 所示當單一正方形線圈通以一電流大小 I ，在其中心 z 軸上一點 P 所產生的磁通密度大小 B_z 為⁽²⁷⁾

$$B_z = \frac{\mu_0 I a}{\pi} \left[\frac{1}{r(r-a)} - \frac{1}{r(r+a)} \right] \quad (1)$$

其中 μ_0 為真空中的導磁係數 ($= 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$)，而 a 及 r 則如圖 5(a) 所示，分別為正方形線圈半邊長及線圈端點至點 P 之距離。當線圈匝數增加為 N 時，正方螺旋型線圈可簡化為圖 5(b)，此時總感應磁通密度大小 B_{total} 為 N 個正方形線圈於點 P 所產生的磁通密度總和，可表示如下

$$B_{\text{total}} = \sum_{n=1}^N B_{zn} \quad (2)$$

當此總感應磁通密度與一永久磁鐵作用時所產生的

磁力大小 F_m 為

$$F_m = \frac{V \times B_r}{\mu_0} \times \frac{\partial B_{\text{total}}}{\partial z} \quad (3)$$

其中 V 為永久磁鐵體積，而 B_r 為餘磁密度 (residual flux density)。假設彈性薄膜已密封住晶片注入口，則當薄膜產生形變時，可得到以下力平衡關係式 (其模型如圖 6(a) 所示)

$$F_m = k \times \Delta x + \Delta P \times A \quad (4)$$

其中 k 為薄膜剛性， Δx 為薄膜中央最大形變量， ΔP 為空氣壓縮所產生的壓力，而 A 則為薄膜面積。假設薄膜的邊界條件為四邊固定 (fixed)，根據板殼力學⁽²⁸⁾，薄膜剛性 k 為

$$k = \frac{E \times t^3}{0.00543 \times 12 \times (1 - \nu^2) \times L^2} \quad (5)$$

其中 E 為薄膜等效楊氏係數 (彈性高分子及金屬線圈複合材料)， t 為薄膜厚度， ν 為薄膜波松比，而 L 則為薄膜長度。假設注入口內之空氣為理想氣體，在絕熱狀態 (adiabatic state) 下壓縮空氣所產生的壓差 ΔP 為

$$\Delta P = \frac{V_0^\gamma - (V_0 - \Delta V)^\gamma}{(V_0 - \Delta V)^\gamma} P_0 \quad (6)$$

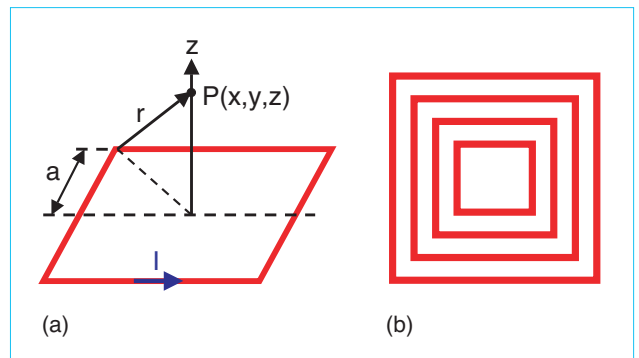


圖 5. (a) 正方形電磁線圈示意圖，(b) N 匝正方形線圈簡化示意圖。

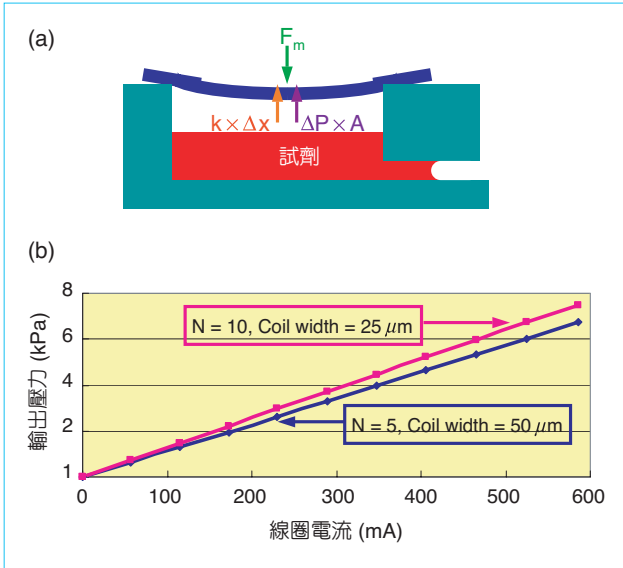


圖 6. (a) 薄膜微幫浦力平衡示意圖，(b) 輸出壓力計算結果。

其中 V_0 為初始空氣體積， P_0 為初始壓力（一大氣壓）， γ 為絕熱係數（空氣為 1.4），而 ΔV 則為因薄膜形變所產生的空氣體積改變量。為滿足邊界條件設定，薄膜上各點於 z 方向上的形變量與中央最大形變量 Δw_{\max} 的關係式為

$$\Delta w(x, y) = \Delta w_{\max} \left[1 - \cos \frac{2\pi x}{L} \right] \left[1 - \cos \frac{2\pi y}{L} \right] \quad (7)$$

因此， ΔV 與 Δw_{\max} 間的關係式為

$$\Delta V = \int_{-L/2}^{L/2} \int_{-L/2}^{L/2} \Delta w_{\max} \left[1 - \cos \frac{2\pi x}{L} \right] \left[1 - \cos \frac{2\pi y}{L} \right] dx dy \quad (8)$$

將公式 (8) 及公式 (5) 代入公式 (4) 中，即可得到於線圈上施加電流 I 時，因薄膜變形所能產生的流體驅動壓力大小。當薄膜邊長 L 為 3 mm 及厚度 t 為 120 μm ，永久磁鐵的體積 V 為 36 mm^3 及餘磁密度 B_r 為 1.1 T⁽²⁹⁾，且初始空氣體積 V_0 為 0.5 μL 時之計算結果如圖 6(b) 所示。線圈匝數 $N = 5$ 時，可產生 6.5 kPa 的驅動壓差；當匝數增加至 $N = 10$ 時，輸入相同電流則可得到 7.8 kPa 的驅動壓差。值得注意的是，輸出壓差 ΔP 並未與匝數 N 呈正比，原因是由於彈性薄膜楊氏係數 ($E_{\text{PDMS}} = 750 \text{ kPa}$ ⁽³⁰⁾) 遠小

於內嵌線圈楊氏係數 ($E_{\text{Cu}} = 128 \text{ GPa}$)。因此在匝數增加、磁力上升的同時，薄膜整體剛性 k 亦隨之增加，而相當程度地抑制了薄膜的形變量。

三、PDMS 薄膜製程測試

在彈性高分子薄膜材料的選擇上，微機電製程中常用之薄膜高分子材料包含聚亞醯胺 (polyimide)⁽³¹⁾、聚對二甲基苯 (parylene)⁽³²⁾、矽膠 (silicone rubber)⁽³³⁾ 及聚二甲基矽氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS)⁽³⁴⁾。其中 PDMS 因具有高生醫相容性、配製容易、適合模造且可以表面修飾 (surface modification) 方式進行接合等特點，因此廣為應用於生醫晶片的製作上⁽³⁵⁾。除考量生醫相容方面的特性外，由於其剛性亦為上述各種高分子材料中較低的（僅略大於矽膠），因此本研究選擇其作為彈性薄膜材料。

由於相關 PDMS 薄膜製程參數鮮少於文獻中被報導，因此必須針對 PDMS 在製程或應用上的相關特性進行驗證測試。歸納所須測試項目包含 PDMS 薄膜製備、抗化學蝕刻性、離子轟擊特性、PDMS 薄膜透氣性及內嵌線圈製程測試等，以下簡述相關的測試結果。

在 PDMS 薄膜的製備上，首先將 Dow Corning 公司的 Sylgard 184 與固化劑以 10 : 1 的體積比混合，抽真空 1 小時去除氣泡，旋塗於晶片上後以 100 °C 烘烤 1 小時，其旋塗厚度與轉速間的關係如圖 7 所示。利用製備好之 PDMS 薄膜進行抗化學蝕刻測試，以作為設計電磁式薄膜微幫浦製程時的參考依據。本研究共選用六種於微機電製程中常用的化學蝕刻液進行測試，並量測其蝕刻前後之重量

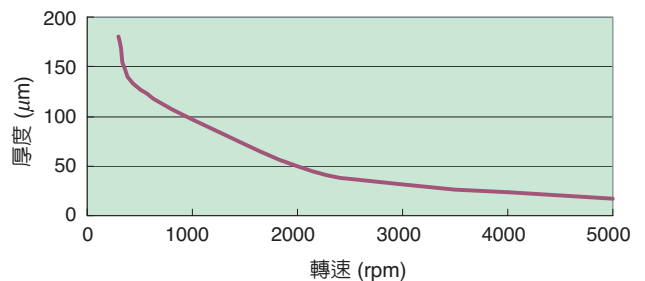


圖 7. PDMS 旋塗轉速與厚度關係圖。

(a)

蝕刻溶液	蝕刻前重量	蝕刻後重量
BOE	135 mg	135 mg
HF 49%	120 mg	100 mg
KOH 85 °C	125 mg	120 mg
Au 蝕刻液	125 mg	115 mg
Cr 蝕刻液	120 mg	120 mg
Ni 蝕刻液	125 mg	120 mg

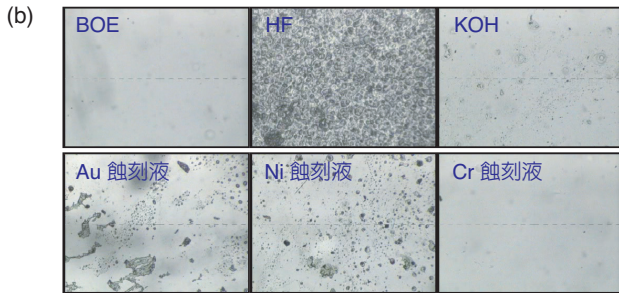


圖 8. PDMS 抗化學蝕刻性測試，(a) 測試結果，(b) PDMS 表面觀察。

變化，結果如圖 8 所示。觀察蝕刻後之 PDMS 表面，可發現除浸泡於 HF 溶液內的試片外，其餘試片表面未有明顯的侵蝕現象，但浸泡於金及鎳的蝕刻液試片表面容易有結晶鹽類物質殘留。以重量換算可得 HF 對 PDMS 具有約 $2 \mu\text{m}/\text{min}$ 的蝕刻速率，而對其餘蝕刻液 (包含 BOE、KOH 及金屬蝕刻液等) 皆具有良好的抗化學蝕刻性。

同理，為進一步了解 PDMS 薄膜於乾蝕刻製程中可能受到的影響，亦將製備好之 PDMS 薄膜試片以真空膠帶保護部分表面後置入感應耦合電漿 (ICP) 蝕刻機之腔體內，並施加 5 mW 之下電極功率，觀察其暴露在 O_2 電漿中之現象。其結果如圖 9 所示，即使在較低的下電極功率 5 mW 下 (低於一般乾蝕刻時之功率 $\sim 12 \text{ mW}$)，未有真空膠帶保護的 PDMS 薄膜表面仍受 O_2 電漿離子轟擊而產生明顯龜裂。若與一般利用 O_2 電漿進行表面修飾之結果相較，受離子轟擊的 PDMS 表面並未修飾成親水特性，因此推測其表面特性已遭破壞。故此，實際進行微幫浦製作時，在乾蝕刻製程中必須利用一蝕刻終止層，以避免 PDMS 薄膜表面直接暴露於乾蝕刻氣體電漿中 (相關製程細節詳見下一章節)。

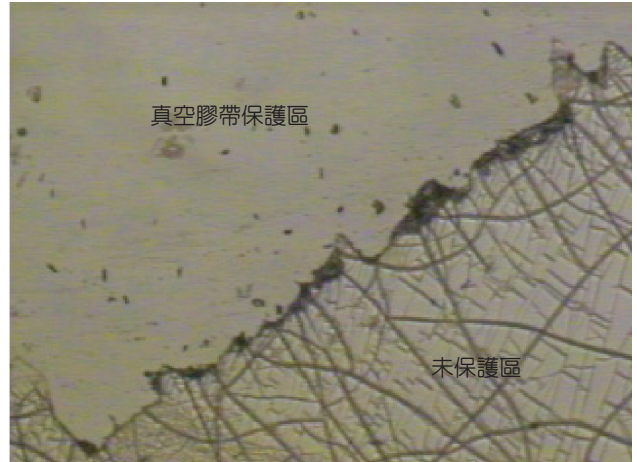


圖 9. PDMS 薄膜氧電漿蝕刻測試。

而由於密封程度的好壞除與薄膜及晶片表面緊密接觸的特性有關外，薄膜本身是否透氣亦是重要因素。因此本研究亦利用連通管特性，針對 PDMS 薄膜的透氣性進行測試。實驗架設如圖 10(a) 所示，在連通管內置入一定體積的水之後，將 PDMS 薄膜利用黏膠封住其中一端形成密封狀態，其後在開放端給予一定壓力 P ，並觀察量測密封體積內的水位隨時間上升的情形，即可推算因 PDMS 薄膜透氣性效果所造成的密封壓力損失。測試結果如圖 10(b) 所示，在 $P \leq 5 \text{ kPa}$ 的密封壓力下，經 24 小時的長時間監測，密封狀態內的壓力損失僅小於 2%，證實 PDMS 薄膜具有良好的非透氣性。

最後，進行微線圈與 PDMS 薄膜整合時的製程測試。利用傳統的微影製程及金屬舉離法 (lift off)，可將金屬銅線圈成形於 PDMS 薄膜上。但其結果如圖 11(a) 所示，由於 PDMS、光阻及銅的熱膨脹係數相差甚遠，造成因熱殘餘應力過大而使得微結構破裂的現象。在此，本研究利用電鑄線圈內嵌於 PDMS 薄膜的方式，即先電鑄銅線圈後再旋塗 PDMS 薄膜將其整個包覆住，來克服上述製程所產生的問題。PDMS 薄膜內嵌銅線圈之製程測試結果如圖 11(b) 所示，由圖可知利用電鑄製程之特性可使銅線圈成 T 字型結構，內嵌於薄膜內時可形成倒勾的效果，使微線圈緊固於薄膜之中，不致因薄膜往復形變而鬆弛脫離。

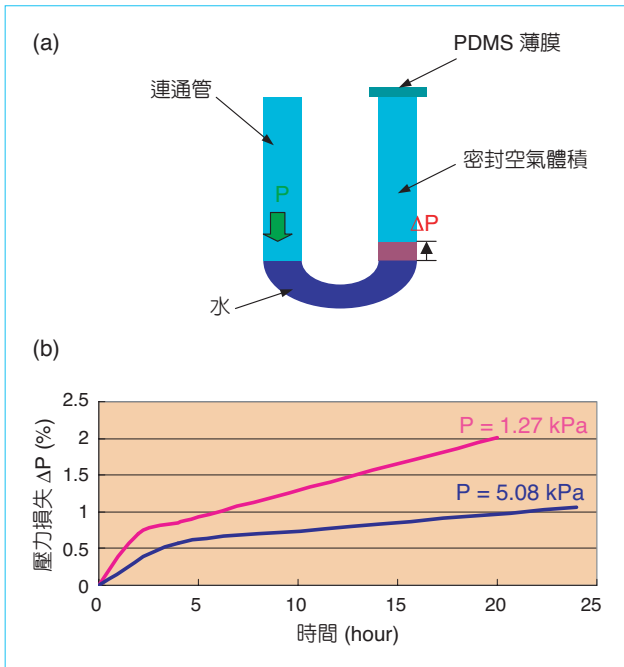


圖 10. PDMS 透氣性實驗，(a) 實驗架設示意圖，(b) 實驗結果。

四、元件製作及特性量測

相關利用 PDMS 薄膜來製作電磁式微幫浦之技術已略見於文獻中，如將磁性材料內嵌於 PDMS 薄膜中之微幫浦⁽³⁶⁾，然而此設計利用改變外加大磁鐵位置的方式，來控制微幫浦之輸出，其元件的擴充性及控制精確性因而受到限制。此外，C. Yamahata 等人則將微小磁鐵內嵌於 PDMS 結構內⁽³⁷⁾，並搭

配球閥 (ball valve) 來組成微幫浦，但手動組裝微小磁鐵的方式將使得製程精度降低且成本增加。

有鑑於上述兩者設計及製程之限制，本研究提出以 PDMS 薄膜內嵌線圈之批量製程，同時提升其操作之可控性。本研究提出之新型電磁式薄膜微幫浦製作流程如圖 12 所示，基板選擇 $400 \mu\text{m}$ 厚度的矽晶片以減少蝕穿製程所需時間。首先成長 $1 \mu\text{m}$ 的 SiO_2 ，除作為乾蝕刻終止層外，亦可改善 PDMS 薄膜與矽晶片表面間的附著性。在濺鍍電鍍起始層 (Ti 附著層與 Au 導電層) 後，進行第一道微影製程，並電鍍銅線圈，厚度為 $40 \mu\text{m}$ 。隨後旋塗 PDMS 薄膜，厚度為 $127 \mu\text{m}$ 。接著於晶片背面進行第二道微影製程，並以 ICP 進行矽蝕穿製程。蝕刻終止於 SiO_2 層，可避免因高能離子轟擊而使 PDMS 薄膜表面遭侵蝕破壞。最後以 BOE 去除 SiO_2 ，並進行打線即完成整個製作流程。

製程結果如圖 13 所示，由圖 13(a) 可看出透過 PDMS 薄膜背後的文章並未有明顯的扭曲，證實製程所得的 PDMS 薄膜具有良好的平整度。實際利用光學干涉儀 (Zygo interferometer) 量測， $L = 4 \text{ mm}$ 的 PDMS 薄膜其中央最大預變形量小於 $10 \mu\text{m}$ 。圖 13(b) 則為完整電磁式薄膜微幫浦模組，包含 PDMS 薄膜內嵌線圈晶片、鉚鐵鉤磁鐵及鐵心座。

根據前述所提新型分離式微幫浦操作概念，可知靜態驅動位移、長時間穩定性及可靠度為其重要的特性指標。在靜態驅動位移實驗中，本研究是利

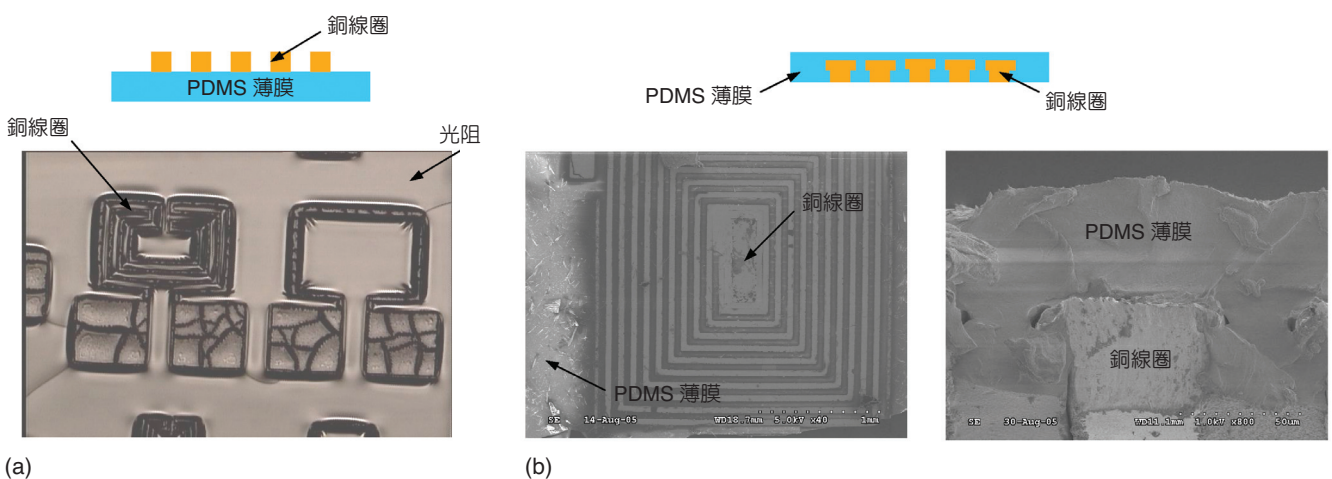


圖 11. PDMS 薄膜結合微線圈製程測試，(a) 傳統舉離法製程結果，(b) 內嵌電鍍微線圈製程結果。

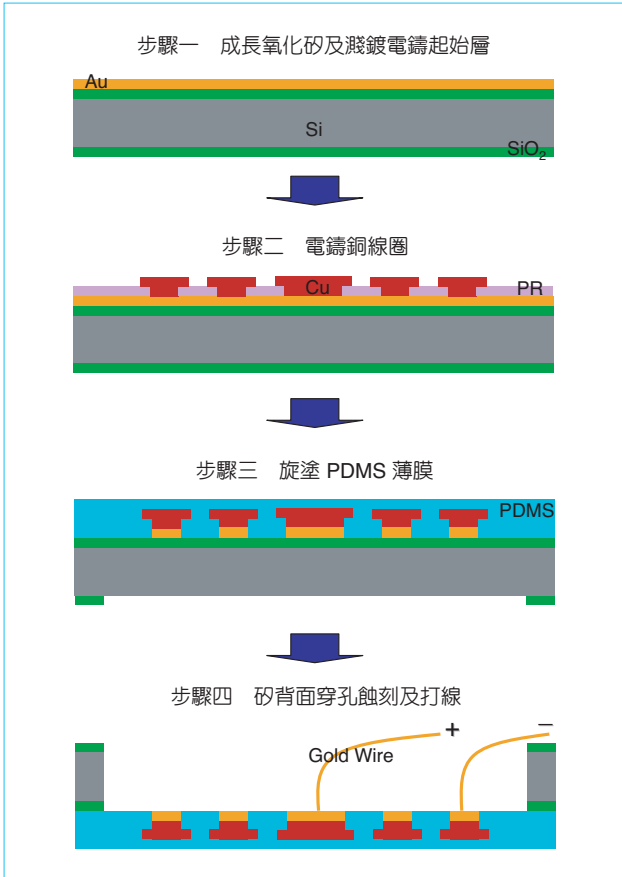
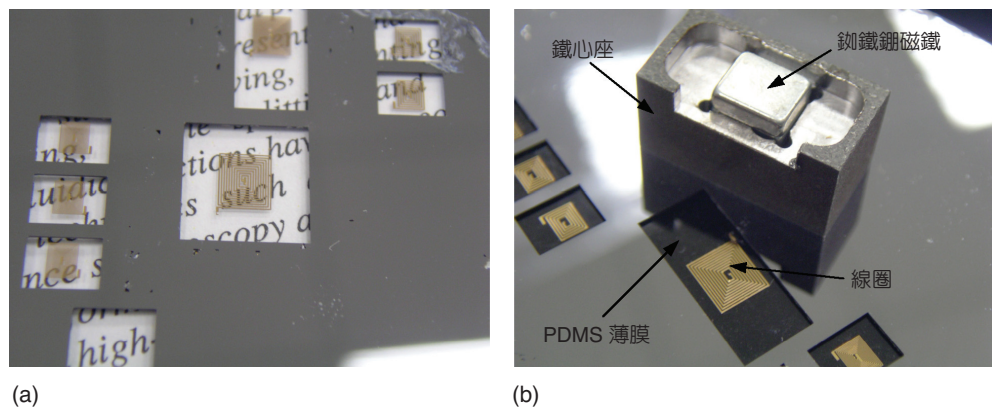


圖 12. 電磁式薄膜微幫浦製作流程圖。

用一 z 軸精度為 $0.5 \mu\text{m}$ 的光學顯微鏡來量測薄膜位移變化量。永久磁鐵與薄膜間距為 $450 \mu\text{m}$ ，其輸入電流大小與薄膜最大位移之關係如圖 14 所示。由圖可知，當輸入電流為 175 mA ， $L = 10 \text{ mm}$ 的薄膜最大位移可達 $47.5 \mu\text{m}$ (相當於 $2.37 \mu\text{L}$ 的體積變量)。

圖 13. 電磁式薄膜微幫浦製作結果。



長時間穩定性測試結果如圖 15(a) 所示。在輸入電流為 260 及 400 mA 時， $L = 4 \text{ mm}$ 薄膜位移量於 30 分鐘內皆可保持 5% 以內的變異量。其結果顯示此電磁式薄膜微幫浦可提供固定的驅動壓差長達 30 分鐘以上，預期可滿足試劑充分反應所需之時間。此外，可靠度的量測是藉由雷射都卜勒速度計 (LDV) 進行，其結果如圖 15(b) 所示。當輸入電流為 190 mA ， $L = 4 \text{ mm}$ 薄膜在 $24,000$ 次反覆操作下其位移變異量皆小於 3% 。然而當輸入電流上升至 310 mA 時，由於線圈焦耳發熱現象較明顯，因此其 $24,000$ 次反覆操作之位移變異量略微增加 ($< 8\%$)。進一步改善實驗環境的溫度控制，應可有效提升微幫浦的操作可靠度。

五、結語

本文針對目前已開發之微幫浦作一簡單介紹，並歸納其在實際操作上及與微流體晶片整合時所面臨之挑戰與困難。為克服這些問題，本研究提出一新型電磁式薄膜微幫浦之設計，利用電磁線圈內嵌於 PDMS 薄膜的方式，來提供驅動微流體晶片內試劑所需的局部壓力。文中並針對 PDMS 薄膜的特性，進行一連串相關之測試，證實其具有良好之非透氣性與抗化學蝕刻等性質。經由元件測試結果，證實本文所提出之電磁式薄膜微幫浦設計，具有耦合組裝容易、大衝程體積、長時間穩定性及高可靠度等優點。未來整合可拋棄式微流體晶片及微型檢測模組，將可實現可攜帶式微型生醫分析儀器之目標。

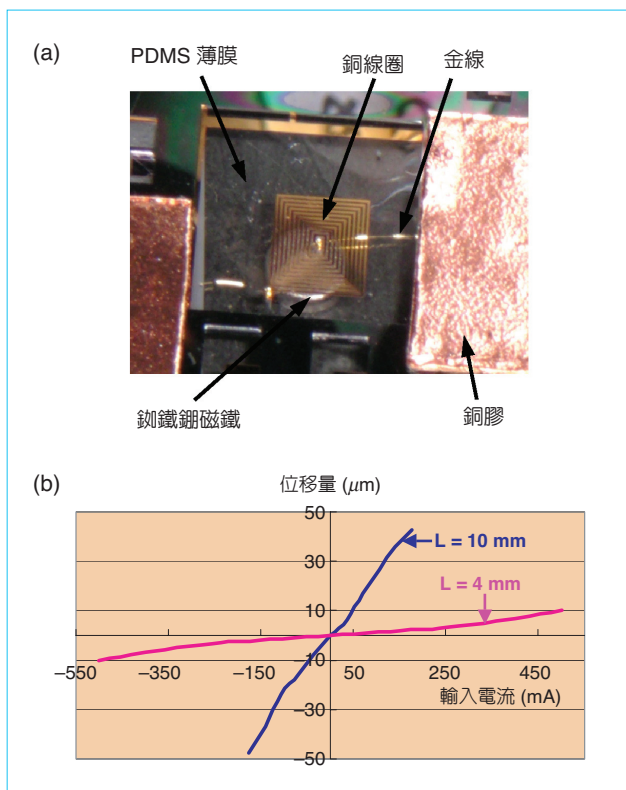


圖 14. 電磁式薄膜微幫浦靜態驅動測試，(a) 實驗架設圖，(b) 量測結果。

參考文獻

1. A. van den Berg, *Micro Total Analysis Systems*, Kluwer Academic Publisher Dodrecht (1995).
2. M. R. Knapp, *Proc. of Micro Total Analysis Systems 2001*, 7 (2001).
3. N. -T. Nguyen, *Journal of Fluids Engineering*, **124** (2), 384 (2002).
4. D. J. Laser, *J. Micromech. Microeng.*, **14**, 35 (2004).
5. S. F. Bart, *Sensors and Actuators A: Physical*, **21-23**, 193 (1990).
6. N. T. Nguyen, *Sensors and Actuators A: Physical*, **79**, 115 (2000).
7. S. C. B. Jacobson, *Anal. Chem.*, **66**, 2369 (1994).
8. K. -S. Yun, *J. Microelectromech. Syst.*, **11**, 454 (2002).
9. J. S. Jang, *Sensors and Actuators A: Physical*, **80**, 84 (2000).
10. X. Geng, *J. Micromech. Microeng.*, **11**, 270 (2001).
11. H. T. G. van Lintel, *Sensors and Actuators A: Physical*, **15**, 153 (1988).
12. F. C. M. van den Pol, *Sensors and Actuators A: Physical*, **21-23**, 198 (1990).
13. R. Rapp, *Sensors and Actuators A: Physical*, **40**, 57 (1994).
14. R. Zengerle, *Sensors and Actuators A: Physical*, **50**, 81 (1995).
15. P. Dario, *J. Micromech. Microeng.*, **6**, 95 (1996).

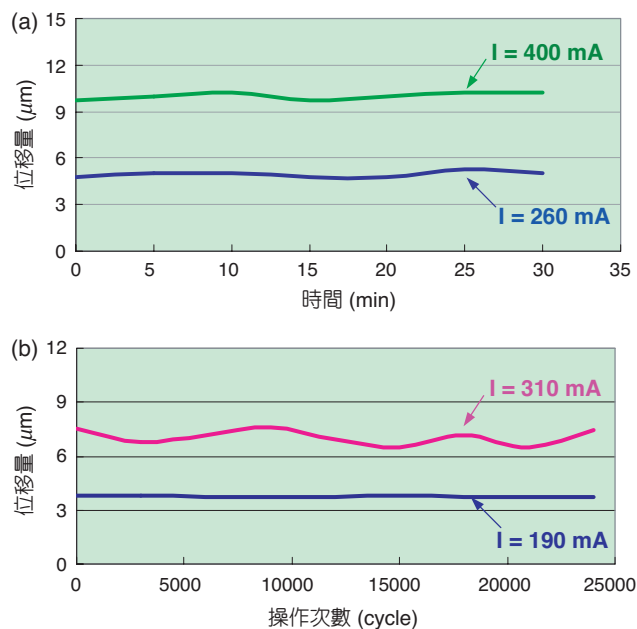


圖 15. (a) 長時間穩定度測試結果，(b) 操作可靠度測試結果。

16. W. L. Benard, *J. Microelectromech. Syst.*, **7**, 245 (1998).
17. O. C. Jeong, *Sensors and Actuators A: Physical*, **83**, 249 (2000).
18. J. G. Smits, *Sensors and Actuators A: Physical*, **21**, 203 (1990).
19. M. Richter, *Sensors and Actuators A: Physical*, **68**, 480 (1998).
20. R. Zengerle, *IEEE 5th Int. Workshop on MEMS-MEMS'92*, 31 (1992).
21. E. Stemme, *Sensors and Actuators A: Physical*, **39**, 159 (1993).
22. N. Tesla, *US patent*, **1 329 559** (1920).
23. J. V. Zoval, *Proceedings of The IEEE*, **92** (1), 140 (2004).
24. P. F. Man, *Int. Conf. on MEMS-MEMS'98*, 45 (1998).
25. B. Michel, *IBM J. Res. & Dev.*, **45** (5), 697 (2001).
26. K. S. Ryu, *7th Int. Conf. on Minaturized Chem. and Biochem. Anal. Syst.*, 343 (2003).
27. Q. Ramadan, *J. Magnetism and Magnetic Materials*, **281**, 150 (2004).
28. A. C. Ugural, *Stresses in Plates and Shells*, 2nd ed., N. J. Institute of Technology, 183 (1999).
29. <http://www.iproducts.com.tw/metal/magnetic>
30. D. Armani, *Proc. of the IEEE Micro Electro Mechanical Systems*, 222 (1999).
31. W. K. Schomburg, *J. Micromech. Microeng.*, **4**, 186 (1994).
32. K. H. Kim, *Sensors and Actuators A: Physical*, **117**, 8 (2005).
33. E. Meng, *IEEE 13th Int. Conf. on MEMS-MEMS'00*, 23 (2000).
34. Y. H. Wen, *Proc. of Annual 3th Int. IEEE EMBS Special Topic Conf.*, **C039** (2005).
35. D. Erickson, *Analytica Chimica Acta*, **507**, 11 (2004).
36. M. Khoo, *Sensors and Actuators A: Physical*, **89**, 259 (2001).
37. C. Yahmahata, *TRANSDUCERS'05*, **1C5.2** (2005).

-
- 殷宏林先生為國立清華大學動力機械工程研究所碩士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心助理研究員。
 - 謝哲偉先生為國立清華大學動力機械工程研究所博士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心副研究員。
 - 徐玄修先生為國立成功大學化學研究所碩士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心助理研究員。
 - 林郁欣先生為國立交通大學機械工程研究所碩士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心助理研究員。
 - Hung-Lin Yin received his M.S. in power mechanical engineering from National Tsing Hua University. He is currently an assistant researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.

- Jerwei Hsieh received his Ph.D. in power mechanical engineering from National Tsing Hua University. He is currently an associate researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.
- Hsuan-Hsiu Hsu received his M.S. in chemical from National Cheng Kung University. He is currently an assistant researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.
- Yu-Hsin Lin received his M.S. in mechanical engineering from National Chiao Tung University. He is currently an assistant researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.