

微型直管流道操作元件最佳化分析

王金燦* 周宏鋁

國立宜蘭大學機械與機電工程學系

摘 要

研究利用 π 定理，對微直管流道寬度 L ，蜂鳴片振動位置 X_m ，無動件閥寬度 D 、位置 X_n 及無動件閥喉部之平均速度 V 所得無因次組合為 $(D/L, X_n/X_m, Re_L, St_{B_1})$ ，進行參數分析，探討影響淨體積流率之最佳操作參數群。研究發現當改變 D/L 對淨體積流率所產生的效應較 X_n/X_m 明顯。當無動件閥寬度 D 與流道寬度 L 比值為 $D/L=0.9$ 且無動件閥位置 X_n 與蜂鳴片振動片位置 X_m 比值為 $X_n/X_m=8$ 時，可得流場最大淨體積流率。此外，當雷諾數 Re_L 越大，可加大淨體積流率，而無因次振動頻率 St_{B_1} 卻具相反效果，但兩者乘積約 $Re_L \times St_{B_1} = 9.7863$ 為一定值關係，顯示流場存在最大淨體積流率時，必須同時具備最佳 Re_L 與 St_{B_1} 值，依據最佳 $St_{B_1}=1.8777$ ，推得雷諾數 $Re_L=5.212$ 為最佳流場。

關鍵詞：微直管流道，體積流率，無因次參數，最佳化分析

Optimal Analysis of Operational Devices in Micro- Duct Channel

Chin-Tsan Wang* and Hong-Chang Zhou

*Department of Mechanical and Electro-Mechanical Engineering,
National I-Lan University, I-Lan, Taiwan 26047*

ABSTRACT

The Buckingham Pi theorem would be applied to represent a dimensionless value corresponding to the efficiency of net volume flow rate in a micro-duct channel whose dimensions are width of channel L , throat width of no-moving part D , location of buzzer X_m , location of no-moving part X_n and the throat average velocity V of no-moving part are selected respectively with the intention of finding dimensionless groupings $(D/L, X_n/X_m, Re_L, St_{B_1})$. Result shows that the effect of D/L on net volume flow rate is more significant than X_n/X_m . Concerning the optimal production of net volume flow rate, a D/L value of 0.9 and a X_n/X_m value of 8 was determined to be a preferred setting. Finally, the multiplicative relationship between Re_L and St_{B_1} was found to yield a constant value of 9.7863 regardless of D/L . Further research was conducted to find an optimal flow field with simultaneous Re_L and St_{B_1} values that possessed the net maximum volume flow rate. According to a given optimal value of $St_{B_1} = 1.8777$, an optimal Reynolds number was determined to have a value of $Re_L = 5.212$.

Keywords: micro-duct channel, volume flow rate, dimensionless parameters, optimal analysis

一、文獻回顧

近年來，微機電系統(MEMS)應用廣泛，為受矚目的產業之一。目前微流整合技術，為微機電系統重要核心技術之一 [1]，如流體輸送、計量和混合等；其中，微流元件，如微幫浦、微閥門、微感測器及微混合器等應用，已迅速發展 [2]。微流驅動系統中，大多以微幫浦為主。根據 Ngyuen et al. [3] 及 Shoji 與 Esashi [2] 的報告，可將微幫浦區分為具有活動元件機械式幫浦與無活動元件之非機械式幫浦。活動元件則以活塞、薄膜等為例；無活動元件則以 Fuhr G. [4] 所提電泳、電滲透或外接高壓氣源方式驅動流體為主。因此無動件之非機械式幫浦，具可避免活塞活動元件所產生機械耗損的優點，但缺點則在於所使用之驅動液體有所限制。微閥門種類，以主動式及被動式類分，主要差異為主動式微閥門具致動器，被動式微閥門則無。常用的主動式微閥門有：壓電式 [5]、電磁式 [6]、形狀記憶合金 [7]、靜電式 [8]、熱氣動式 [9] 及雙金屬式 [10]。不論主動或被動閥，皆存在活動元件，因此造成製作複雜且成本高。更重要的是，假如流體非純液體，且帶顆粒之混合物時，閥門的開闔很容易遭損壞，而且閥門樞紐處或開闔之際，亦容易造成流體分子阻塞問題發生，但無動件閥幫浦便可解決流體分子阻塞問題，因而廣被研究 [11-20]。Telsa valve [21] 為最早被提出的一種無動件閥設計，研究中利用彎曲流道交叉匹配，使流體在流道內進行週期運動時，引發流體阻力雙極性的產生，造成流道淨流量的產生。Gamboa et al. [22] 則對 Telsa valve 進行改良，利用更大的流道彎曲使流體在逆向流時阻力更大，以提升雙極性效果。1993 年 Stemme 等人 [12] 所提出的微幫浦，則在左右兩端出口，各安裝一擴張閥元件，一般擴張閥角皆小於 20 度，利用流道擴張方向之阻力較小，反向流動則因流道縮減，形成噴嘴效應，相對產生較大阻力，以提升淨流量的產生。1994 年 Gerlach et al. [12, 13] 亦提出擴張閥，其設計主要不同點，在於擴張閥開角大幅增加到 70.5 度，但也利用相同的工作原理產生單向閥效果。

本研究所探討之流道驅動系統，主要結合蜂鳴片壓電材料為致動器及無動件閥兩種元件，利用順向及逆向流不同程度的壓阻，造成腔室及流道內不同程度的體積改變，進而達到

淨體積流率產生及驅動流體目的。由於在微流驅動系統中，精密的流控是非常重要的，因此系統元件位置的搭配及操作條件，則直接影響淨體積流率產生的效果，因此對微流道內如何達到體積流率最佳化而言，是值得深入探討的課題。綜觀目前無動件閥驅動微元件設計文獻，一般無動件閥驅動幫浦研究大都選定在特定幾何尺寸及流場操作條件範圍內，進行淨體積流量分析，因此淨體積流率也會因驅動元件的屬性是否為被動式或主動式驅動方式不同而不同。此外，淨體積流率的產生亦會因流體驅動操作因子的不同而亦存在很大的差異性，顯少以「無因次分析」方式，跳脫微流元件尺寸及流體操作限制，以探討淨體積流率驅動因子的效應分析。有鑑於此，本研究不以直接由系統控制方程式無因次化來探求無因次參數，而改以最基本且簡單的 Buckingham Pi 理論作為本研究無因次操作參數分析方法，嘗試以無因次分析，針對流體驅動微元件幾何位置對體積流率進行最佳化分析，以找出可產生最大淨體積流率之最佳無因次操作參數群。

二、無因次參數分析

本研究考量微流晶片大小約數百微米，且因製作成本昂貴，故無法以實驗測試進行最佳化分析，雖然許多研究是直接採用由系統控制方程式無因次化來找出無因次參數，但本研究基於其具備可用數群代替物理量試驗，以減少試驗工作量，並使試驗易於進行，所得結果易於推行，在利用 MEMS 技術製作微流元件前，將可大幅減少製作費用及實驗費用，因此採用傳統理論白金漢 π 定理(Buckingham Pi theorem)，進行系統驅動流場無因次分析，針對影響體積流率之無因次操作參數進行分析，以找出無因次參數組合，進而利用數值方法進行模擬分析，以找出產生最大體積流率之系統元件最佳幾何位置及操作條件。在探討流場無因次分析前，首先以都卜勒雷射儀，於系統晶片內微流道中針對一圓型軸對稱致動器元件壓電蜂鳴片(直徑 2 cm)中心點位置進行位移振動模態分析，實驗發現微流晶片內流道中蜂鳴片致動器之中心點位置之位移振動波形(如圖 1)與理論正弦波最為接近，因此研究擬以正弦波作為振動基本模態，以進行後續模擬分析。

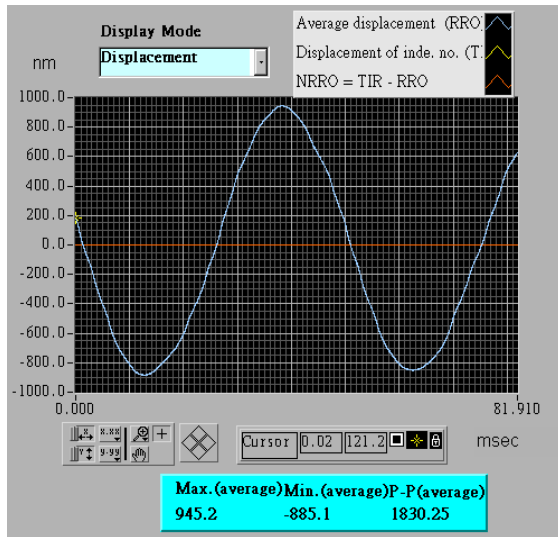


圖 1. 都卜勒雷射儀對微流道內蜂鳴片測試所得之波形。

本研究之微流道驅動元件原型幾何尺寸如圖 2 所示，而圖 3 則為微流道元件相對配置參數示意圖。圖 3 中 L 為流道寬度， D 為無動件漸縮閥喉部寬度， X_n 為無動件閥位置， X_m 為壓電蜂鳴片安裝位置及蜂鳴片寬度 W 。考量微流道內流體驅動特性時，因此選定無動件閥喉部位置的平均速度 V 及相關流體物質，將影響流場淨體積流率 Q 之 10 個參數列出如式(1)所示：

$$Q = F_1(\rho, \mu, V, L, D, X_m, X_n, B_1, f) \quad (1)$$

其中 ρ 為流體密度， μ 為流體動黏滯係數，蜂鳴片振動頻率為 f ， B_1 為蜂鳴片振動振幅。將式(1)透過 π 定理的分析，並選定 MLt 為基本因次 (primary dimensions) 及重覆參數 (repeating parameter) 為 (ρ, V, L) ，以進行無因次參數分析，因而得到 7 個無因次參數群，如式(2)所示：

$$\frac{Q}{L^2 \cdot V} = F_2\left(\frac{\mu}{\rho VL}, \frac{D}{L}, \frac{X_n}{L}, \frac{X_m}{L}, \frac{Lf}{V}, \frac{B_1}{L}\right) \quad (2)$$

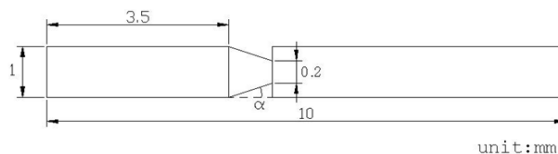


圖 2. 微流道原型幾何尺寸($\alpha=30^\circ$)。

考量實際無動件閥微流道內蜂鳴片驅動系統下，產生淨體積流率大小應與蜂鳴片振動的頻率 f 及蜂鳴片振動振幅 B_1 有關外，亦會受

無動件閥位置 X_n 及蜂鳴片安裝位置 X_m 的影響，因此將式(2)進行合併修正為式(3)：

$$\frac{Q}{L^3 \cdot f} = F_3\left(\text{Re}_L, \frac{D}{L}, \frac{X_n}{X_m}, St_{B_1}\right) \quad (3)$$

其中 Q 為淨體積流率， Re_L 為流道入口處雷諾數，定義為 $\text{Re}_L = \frac{\rho VL}{\mu}$ ； St_{B_1} 為蜂鳴片無

因次振動頻率，定義為 $St_{B_1} = \frac{fB_1}{V}$ ；長度無因次則分別為 $\frac{D}{L}$ 及 $\frac{X_n}{X_m}$ 。

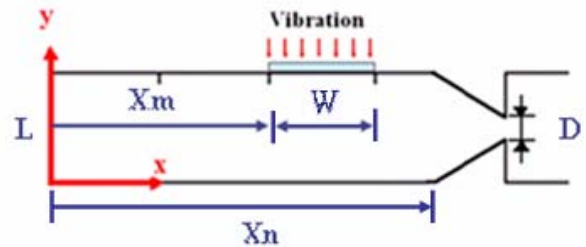


圖 3. 微流道驅動元件流場配置圖。

從式 3 知，無因次淨體積流率 $\left(\frac{Q}{L^3 \cdot f}\right)$ 與雷諾數 Re_L 、無因次頻率 (Strouhal number) St_{B_1} 、 D/L 及 X_n/X_m 有關。故研究將針對不同無動件閥喉部寬度位置 X_n 與振動片位置 X_m 之比值 X_n/X_m 以及無動件閥喉部寬度 D 與流道寬度 L 之比值 D/L ，進行相關模擬分析，以找出可產生最大淨流量之最佳無因次操作參數群，並進而探討淨體積流率與雷諾數 Re_L 、無因次頻率 St_{B_1} 間的關係，以提供最佳流場與操作條件。

三、數值分析法

本研究利用 ESI-CFD 2008 版數值模擬分析軟體，針對微流道驅動元件，進行最佳化模擬分析。模擬則以結構性網格 (Structured Grid) 為主，另外為彌補分割後，所產生三角模型尖點問題，而採用三邊等比格點功能。流模則以流道入口處為起點，在距離流道入口處長度 X_m 為安置蜂鳴片振動器，如圖 3 所示。經格點數測試後，研究將以網格數約 3×10^4 進行分析。模擬將採行 Up wind 對網格進行空間差分，並採用有限體積法將連續方程式(4)及動

量方程式(5)搭配邊界條件設定(進出口壓力設定為一大氣壓)及起始條件的設定(初始流體速度設定為0)，進行結構性網格計算求解。本研究之數值計算採用 Intel Core2 Quad Q6600 2.4GHz CPU 之四核心個人電腦並搭配 2G RAM 上執行。收斂條件以整個計算區域疊代之殘值最大相對誤差小於 10^{-4} 為基準，並以二次方程式計算其各別之物理量。研究以水為工作流體，於室溫(300K)且一大氣壓力之工作環境，相對水密度 ρ 為 998.2 kg/m^3 、水流體黏滯係數 $\mu=1.02 \times 10^{-3} \text{ Ns/m}^2$ ，針對圖 3 所示之微流驅動系統進行分析。

流體基本統御方程式如下表示：
連續方程式

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad (4)$$

此處 \vec{V} 為速度向量。
動量方程式：

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\nabla P + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (5)$$

此處 ρ 為流體密度， \vec{V} 為速度向量， μ 為流體黏滯係數， P 為流場壓力。

在晶片微流道致動器之振動模態分析中，因流道壁之蜂鳴片中心點位移振盪行為與波動方程式相似，且因壓電蜂鳴片為一直徑 2 公分(遠大於微流道寬度)之圓型軸對稱特性，故擬以一維駐波波動方程式，當作蜂鳴片致動器中心點位移振動模態，模擬分析將一維波動方程式(6)搭配邊界固定條件(7)及初始條件為無相位差之正弦波(8)，推導出微流道蜂鳴片之振動模態方程式(9)，並透過不同驅動頻率條件，觀察二維流場變化情形，以找出可產生最大淨體積流率之最佳無因次振動頻率 St_B 。

經由方程式(9)得知 $W_e(x, t)$ 之振動函數與時間(t)及位置(x)有關，因此在每一振動位置(x)下，皆存在與時間振動有關的正弦波形，如式(10)，此推論結果於模擬所得圖形如圖 1 所示，並經都卜勒雷射儀測試驗證，得知在和蜂鳴片中心點位置所測得之波形相比對，發現結果相仿，故研究將以此振動模態方程式，進行流場模擬分析。

一維波動方程式：

$$\frac{\partial^2 W_e}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 W_e}{\partial x^2} \quad (6)$$

邊界條件：

$$\begin{cases} \frac{\partial W_e}{\partial x}(0, t) = 0 \\ \frac{\partial W_e}{\partial x}(W, t) = 0 \end{cases} \quad (7)$$

起始條件：

$$W_e(x, 0) = \sin x \quad (8)$$

因此駐波波動方程式通解：

$$W_e(x, t) = B_1 \sin(2\pi \times f \times t) \times \cos\left(\frac{\pi}{W}\right)x \quad (9)$$

其中 B_1 為振動片振幅。 $f = \frac{c}{2W}$ 為振動片驅動頻率， c 為振動速度。 W 為振動片之寬度。針對蜂鳴片內已知振動片中心點位置：

$$W_e(x, t) \sim C_1 \sin(2\pi \times f \times t) \quad (10)$$

四、結果與討論

本研究先以理論推導，得出蜂鳴片振動模態方程式，作為微流道蜂鳴片振動波形，進而找出影響非穩態流場最大淨體積流率之最佳無因次操作參數群。模擬結果如下說明：

圖 4 所示為蜂鳴片於不同振動相位下流場速度分佈圖，從圖 4 得知流場速度分佈於不同振動相位時並不相同，顯示流場中每一暫態下順向壓阻與反向壓阻並不相同，因此在蜂鳴片振動過程中，微管內流場因無動件閥的存在，將可透過蜂鳴片週期振動，產生 Leibau 效應 [23-28]，透過管流道內無動件閥作用，造成微管流內流場的不對稱，進而產生驅動流體流動的效果 [29, 30]。從質量守恆與能量守恆觀點來看，當壓電蜂鳴片於微管壁上作垂直管流方向的週期振動，所產生的壓能可藉由質量守恆，轉化為管流內水平方向的動能，並透過 Leibau 效應 [23-28]，使得微管流內順向壓力與逆向壓力的不同，進而產生不對稱的流場，同時產生一單向閥功能的淨體積流率。

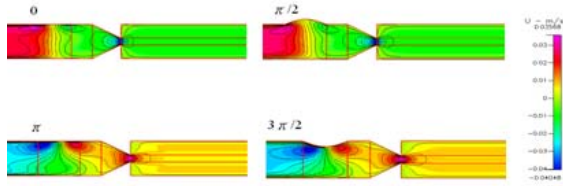


圖 4. 蜂鳴片不同振動相位下微流道流場 X 方向速度分佈。

圖 5 所示，為改變 Xn/Xm 及 D/L 時，對淨體積流率的變化關係。結果發現一般 D/L 值越大，相對淨體積流率也越大，顯示流道內反向暫態流阻與順向暫態流阻比值越大所致 [31]。然而，當 $D/L=0.9$ 時，因存在最大反向暫態流阻與順向暫態流阻比值而有最大淨體積流率。反之，當 $D/L=1.0$ (i.e $D=L$) 卻下降約 30%，主要原因為微管流內無動件閥消失，微管道內漸縮處將變成單一直管，因此此微管道內無動件閥所造成流道內流場不對稱性因無動件閥的不存在而消失 [28]，流道內反向暫態流阻與順向暫態流阻的差異同時消失，單向閥功能也因此消失。

除此之外，改變 Xn/Xm 雖對淨體積流率的影響不及 D/L 明顯，但若於 $D/L=0.9$ 條件下，由圖 6 結果可看出 Xn/Xm 對淨體積流率存在變化關係。當 Xn/Xm 值越大時，相對淨體積流率也越大。由此，可推論出無動件閥離入口處越遠或蜂鳴片越靠近入口處，所造成的流場不對稱性則越大，所產生的淨體積流率亦越大。

再者，圖 7 為 $Xn/Xm=2$ 條件下， $D/L=0.1$ 和 $D/L=0.9$ 於振動片不同相位下速度變化。由圖 7 結果發現，在每經過 $\pi/2$ 時，以 $D/L=0.9$ 之流場速度變化較 $D/L=0.1$ 流場明顯，顯示在 $D/L=0.9$ 且 $Xn/Xm=8$ 之流場條件下，可以得到最佳之淨體積流率，為最佳流場操作條件。

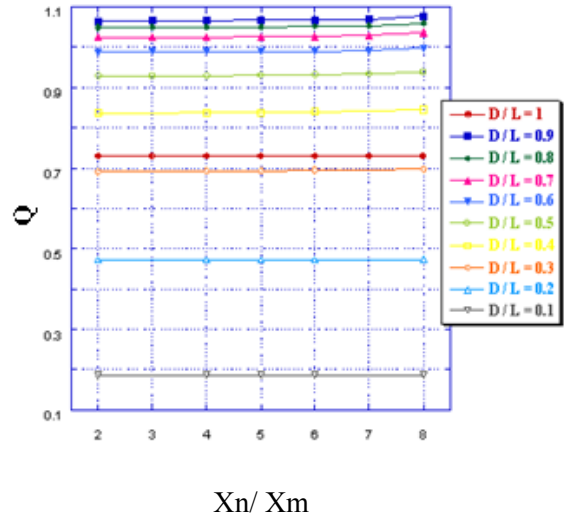


圖 5. 不同 Xn/Xm 及 D/L 對淨體積流率 (μ/s) 變化圖。

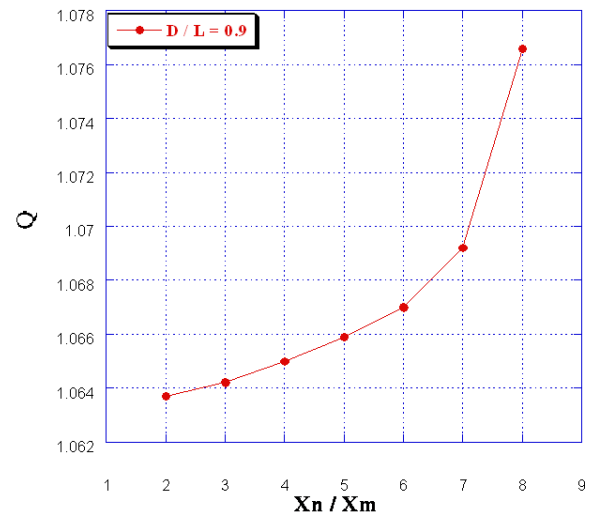


圖 6. 在 $D/L=0.9$ ，不同 Xn/Xm 對淨體積流率 (μ/s) 變化圖。

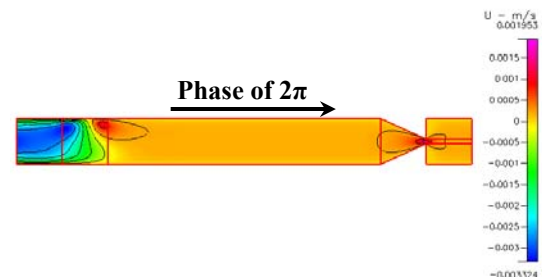
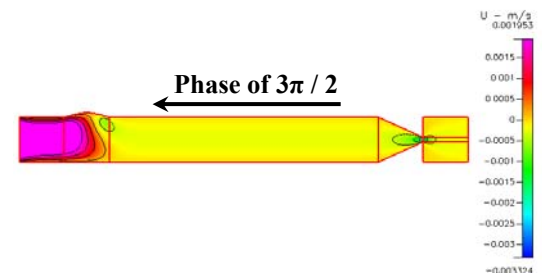
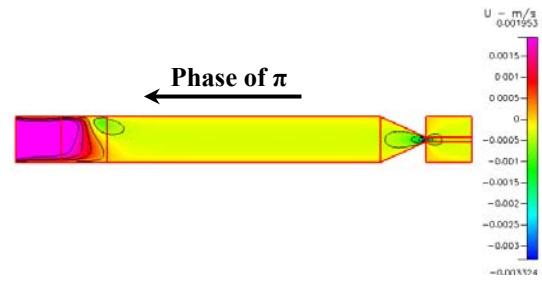
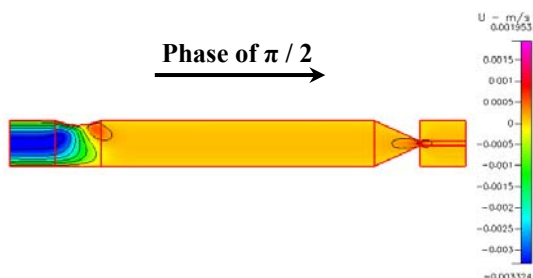
最後，當流場於微流元件最佳幾何條件下 ($D/L=0.9$ 且 $Xn/Xm=8$)，探討 Re_L 與 St_{B_1} 對淨體積流率之變化關係，以找出最佳流場操作條件。從圖 8 結果得知，淨體積流率隨 Re_L 增加而加大 [9]，顯示雷諾數效應對流場順、反向壓力梯度存在明顯影響，因此當流場雷諾數越大，在無動件閥作動下，流場順、反向壓力梯度也會越大，相對淨體積流率也隨之加大，所導致無動件閥流體驅動效果也會越顯著。此外，從 St_{B_1} 與淨體積流率的關係曲線來看，當 St_{B_1} 越大，淨體積流率反而越小 [9]， Re_L 與 St_{B_1} 兩者對淨體積流率的影響互為相

反效果，此乃因流體流動除蜂鳴片振動造成流場動態變化外，亦須考慮流體流動之慣性及流體黏滯力特性。從圖 5 的討論發現，淨體積流率受 D/L 影響最為明顯，因此若進一步探究 Re_L 與 St_{B_1} 之耦合效應時，從圖 9 結果發現，當改變 D/L 時， Re_L 與 St_{B_1} 乘積約為 9.7863 之固定值關係，顯示產生最大淨體積流率之最佳流場時，必須同時於最佳 Re_L 與 St_{B_1} 值。於此，值得注意的是本研究之無動件閥微流道，乃為 Wang 等人所提之流模，在其研究報告中指出最佳無因次振動頻率 $St_{optimal}$ 為 1.8777 [9]，因此推得最佳流場雷諾數為 $Re_L=5.212$ 。上述分析所得結果，將有助於微流驅動系統設計與操作，對微流晶片的應用將有實質幫助。

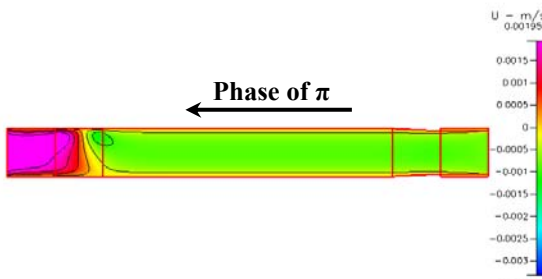
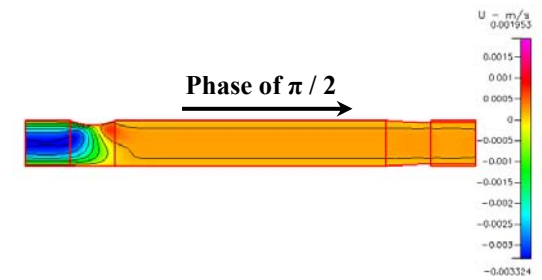
五、結論

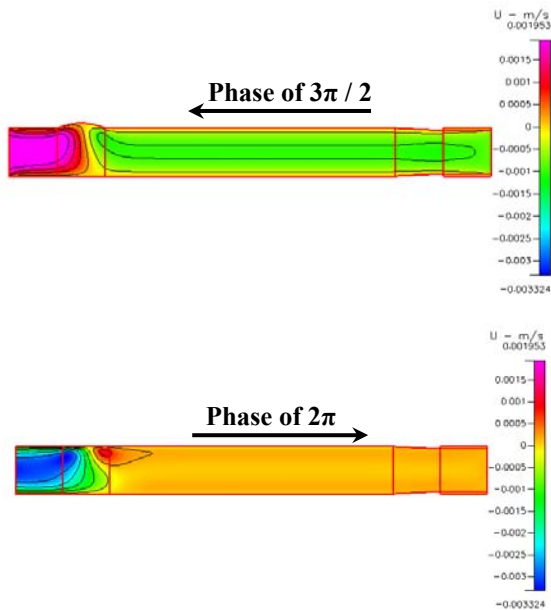
本研究乃利用 π 定理對微流道驅動元件作無因次分析，進而推導出影響淨體積流率的無因次操作參數群為 $\frac{Q}{L^3 \cdot f} = F\left(Re_L, \frac{D}{L}, \frac{Xn}{Xm}, St_{B_1}\right)$ ，並進行二維數值模擬分析。綜整模擬結果如下說明：

首先，改變 D/L 對淨體積流率的影響較 Xn/Xm 明顯，顯示 D/L 為影響流場主要參數。其次，在 $D/L=0.9$ 且 $Xn/Xm=8$ 時，可得最大淨體積流率，為最佳流場條件。最後，一般而言，增加 Re_L 可加強淨體積流率的產生，但 St_{B_1} 卻造成淨體積流率的減少，兩者乘積約為 $Re_L \times St_{B_1} = 9.7863$ 之固定值關係，顯示若要產生最大體積流量，必須同時具備最佳 Re_L 與 St_{B_1} 值之最佳流場，本研究建議最佳 Re_L 為 5.212 及最佳 St_{B_1} 為 1.8777。上述分析所得結果，將有助於微流驅動力系統設計與操作，對微流晶片的應用將有實質幫助。



(a) Case of $D/L = 0.1$





(b) Case of $D/L = 0.9$

圖 7. 在(a) $D/L = 0.1$ 和(b) $D/L = 0.9$, 不同振動相位($\pi/2, \pi, 3\pi/2, 2\pi$) 流場速度分佈圖(箭頭代表流動方向)。

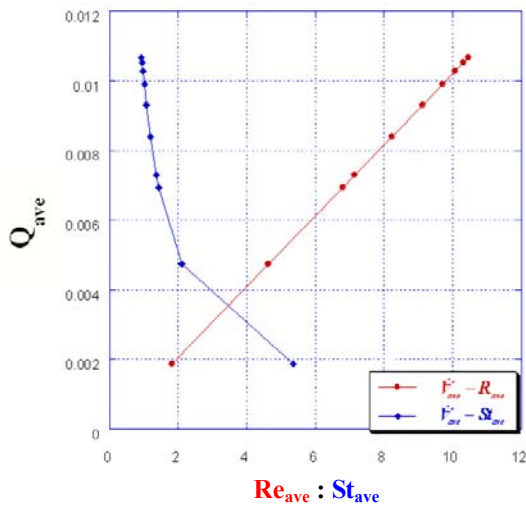


圖 8. Re_L 和 St_{B_1} 平均值對淨體積流率(μ/s)變化關係圖。

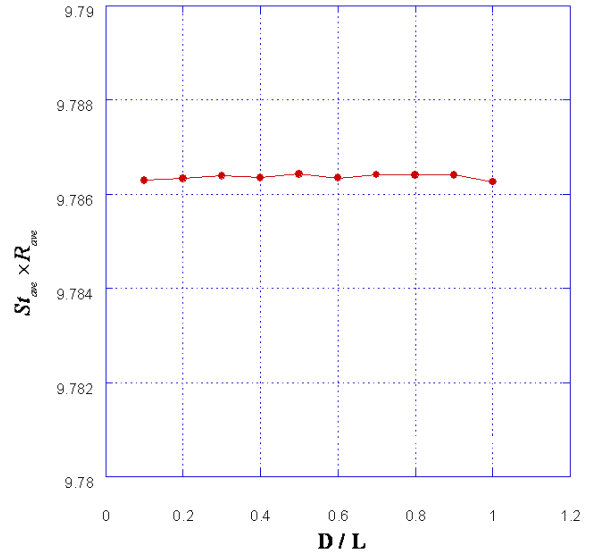


圖 9. $Re_L \cdot St_{B_1}$ 對 D/L 變化圖。

誌謝

感謝成功大學航空太空工程研究所呂宗行教授在實驗振動測試的幫忙及 98 年度國科會計畫贊助 No. NSC-98-2221-E-197-015。

參考文獻

1. Burns, M. A., Johnson, B. N., Brahmastra, S. N., Handique, K., Webster, J. R., Krishnan, M., Sammarco, T. S., Man, P. M., Jones, D., Hedsinger, D., Mastrangelo, C. H., and Burke, D. T., "An integrated nanoliter DNA analysis device," *Science*, Vol. 282, No. 5388, pp. 484-487, 1998.
2. Shoji, S., and Esashi, M., "Microflow devices and systems," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 4, No. 157, pp. 157-171, 1994.
3. Ngyen, N. T., Huang, X., and Chuan, T. K., "MEMS-micropumps: A Review," *ASME Trans. J. Fluids Eng.*, Vol. 124, No. 2, pp. 384-392, 2002.
4. Fuhr, G., Hagedorn, R., Muller, T., Benecke, W., and Wagner, B., "Pumping of water solution in microfabricated electrohydrodynamic system," *Proc. IEEE-MEMS Workshop*, pp. 25-30, 1992.
5. Linneman, R., Woias, P., Senfft, C. D., and Ditterich, J. A., "A selfpriming and bubbletolerant piezoelectric silicon micropump for liquids and gases," *IEEE 11th International Workshop on Micro*

- Electro Mechanical Systems (MEMS'98), Heidelberg, Germany, pp. 532-537, 1998.
6. Jang, J., and Lee, S. S., "Theoretical and experimental study of MHD (magnetohydrodynamic) micropump," *Sens. Actuators, A*, Vol. 80, No. 1, pp. 84-89, 2000.
 7. Benard, W. L., Kahn, H., Heuer, A. H., and Huff, M. A., "Thin-film shape-memory alloy actuated micropumps," *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 7, No. 2, pp. 245-251, 1998.
 8. Bustgens, B., Bacher, W., Menz, W., and Schomburg, W. K., "Micropump manufactured by thermoplastic molding," *Proc. IEEE-MEMS workshop*, pp. 18-21, 1994.
 9. Lammerink, T. S. J., Elwenspoek, M., and Fluitman, J. H. J., "Integrated micro-liquid dosing system," *Proc. IEEE-MEMS Workshop*, pp. 254-259, 1993.
 10. Yang, Y., Zhou, Z., Ye, X., and Jiang, X., "A bimetallic thermally actuated micropump," *Microelectromechanical system (MEMS)*, Vol. 59, pp. 351-354, 1996.
 11. Stemme, E., and Stemme, G., "A novel piezoelectric valveless fluid pump," *Tech. Digest Transducers '93*, Yokohama, Japan, pp. 110-113, 1993.
 12. Gerlach, T., and Wurmus, H., "Working principle and performance of the dynamic micropump," *Proc. IEEE MEMS '95*, The Netherlands, pp. 221-226, 1995.
 13. Gerlach, T., Schuemann, M., and Wurmus, H., "A new micropump principle of the reciprocation type using pyramidal micro flow channels as passive valves," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 5, No. 2, pp. 199-201, 1995.
 14. Olsson, A., Stemme, G., and Stemme, E., "A valveless planar pump in silicon," *Tech. Digest Transducers '95*, Vol. 2, Stockholm, Sweden, pp. 291-294, 1995.
 15. Jiang, X.N., Zhou, Z.Y., Yao, J., Li, Y., and Ye, X.Y., "Microfluid flow in microchannel," *Tech. Digest Transducers '95*, Vol. 2, Stockholm, Sweden, pp. 317-320, 1995.
 16. Olsson, A., Stemme, G., and Stemme, E., "Micromachine diffuser/nozzle elements for valveless pumps," *Proc. IEEE MEMS '96*, San Diego, USA, pp. 378-383, 1996.
 17. Jiang, X.N., Zhou, Z.Y., Li, Y., and Yang, Y., "Flow behavior through microfluidic valves," *MEMS ASME*, Vol. 59, pp. 221-224, 1996.
 18. Heschel, M., Mullenbom, M., and Boustra, S., "Fabrication and characterization of truly 3-D diffuser/nozzle microstructures in silicon," *J. MEMS*, Vol. 6, No. 1, pp. 41-47, 1997.
 19. Olsson, A. P., Enoksson, G., and Stemme, E., "Micromachined flat walled valveless diffuser pumps," *J. MEMS*, Vol. 6, No. 2, pp. 161-166, 1997.
 20. Wang, C.T., Leu, T. S., and Sun, J. M., "Optimal design and operation for a no-moving-parts-valve (NMPV) micro-pump with a diffuser width of 500 μm ," *Sensors*, Vol. 9, No. 5, pp. 3666-3678, 2009.
 21. Telsa, N., Valvular conduit, United States patent USI, 329, 599, Feb.3, 1920.
 22. Gamboa, A. R., Morris, C. J., and Forster, F. K., "Optimization of the fixed-geometry valve for increased micropump performance," *Proc. IMECE03 ASME International Mechanical engineering Congress*, pp. 525-534, 2003.
 23. Takagi, S., and Takahashi, K., "Study of a piston pump without valves," *Bulletin of JSME*, Vol. 28, pp. 831-836, 1985.
 24. Auerbach, D., Moehring, W., and Moser, M., "An analytic to the Leibau problem of valveless pumping," *Cardiovasc. Engng: Intl J.*, Vol. 4, No. 2, pp. 201-207, 2004.
 25. Kenner, T., Moser, M., Tanev, I., and Ono, K., "The Leibau-effect or on the optimal use of energy for the circulation of blood," *Scripta Medica (Brno)*, Vol. 73, No. 1, pp. 9-14, 2000.
 26. Kenner, T., "Biological asymmetry and cardiovascular blood transport," *Cardiovasc. Engng: Intl J.*, Vol. 4, No. 2, pp. 209-218, 2004.
 27. Propst, G., "Pumping effect in models of periodically forced flow configurations," *Physical D*, Vol. 217, No.2, pp. 193-201, 2006.
 28. Wang, C. T., Leu, T. S., and Sun, J. M., "Asymmetrical flow effect applied to pumping performance of simple duct channel," *Sens. Actuators, A*, 2009. (In Press.)
 29. Wang, C. T., Leu, T. S., and Shuang, C. M., "Unsteady analysis of microvalves with no moving parts," *Journal of Mechanics*, Vol.

- 23, No. 1, pp. 235-240, 2007.
30. Wang, C. T., Won, S. L., and Huang, R. Y., "Pumping performance of membrane in micro channel with diffuser valve," WSEAS Transactions on Fluid Mechanics, Vol. 1, No. 11, pp. 945-950, 2006.
 31. Tsui, Y. Y., and Lu, S. L., "Evaluation of the performance of a valveless micropump by CFD and lumped-system analyses," Sens. Actuators, A, Vol. 148, No.1, pp. 138-148, 2008.

