

37. 有閥式壓電微泵浦之設計與製作

鄭江河¹、許廷好²

¹大葉大學機械與自動化工程學系副教授

²大葉大學機械與自動化工程學系研究生

摘要

本論文主要是設計、製作及測試新型壓電致動有閥式微泵浦，其具有微小化、質量輕及低消耗功率等優點。微泵浦是由壓電致動器、具有振膜結構之不鏽鋼材料的艙體層、具有流道及閥座結構之壓克力材料的流道層，及兩個由聚二甲基矽氧烷所製作之懸臂樑結構的單向閥所組合而成。此元件設計需要有最大的壓縮比，如此即可當液體泵浦或氣體泵浦使用，並且能夠自我汲取及可容許氣泡在液體中。如要達到此目的，需要有最小的艙體及流道體積並且能產生最大的致動體積變形。微泵浦的性能與單向閥及壓電片之厚度、艙體及流道的體積、操作之電壓與頻率有關。從實驗結果顯示，當驅動電壓在160 Vpp時，此微泵浦當液體泵浦使用有最大流量68ml/min，當氣體泵浦使用有最大流量196.8ml/min。

關鍵字：微幫浦、PDMS、懸臂樑、單向閥

一、前言

在現今MEMS的研究中，逐漸趨向微型化及系統的整合性，所以一些已研發成功的產品，雖然成功的具有微小化且操作在單一晶片內，然而製作這些整合性系統卻需要相當大技術的挑戰，其中又以微流體處理技術為最重要。而微幫浦在操作微流體系統更是不可缺少的關鍵元件，例如在醫學方面藥劑的配送、檢測晶片、燃料電池輸送甲醇、或者運用在燃料微量噴射方面。因此要如何製造出一個實用性高、效能高的微幫浦，更是值得我們深入的探討。微幫浦是屬於流體系統的驅動者，扮演著有如人類血液循環系統的心臟角色，為微流體系統的動力來源。微幫浦的主要特點為精確輸送微量的流體，因此可應用於例如：噴墨印表機的噴墨輸送裝置、燃料電池定量循環輸送、生化醫療之定量供藥系統等，用途非常廣泛。

微幫浦的發展由無閥至有閥，最早無閥式微幫浦可追溯到1989年由Vande Pol[1,2]所提出利用出口端和入口端連接不同壓力降，故而不需要閥門即可控制流向的無閥門微型幫浦。Koch[3]等人在1997年發表有閥微泵浦以PZT為致動器，配合止回閥式的閥門製作三層矽結構的微幫浦，利用矽蝕刻出懸

臂結構的閥門。Khch與Lin在2000年發表了一篇有電磁薄膜的微幫浦[4]，在文章中指出，將透磁合金(permalloy)埋入PDMS薄膜內，當通入磁場之後，透磁合金因磁場而有所偏轉，進而帶動PDMS薄膜擠壓艙內的流體，而PDMS又是一個軟性材料，故磁場消失之後，PDMS薄膜可以恢復成原來的平整。Tay[5]等人在2000年利用polyimide製作出20 μ m厚的閥門，當壓電致動器往上拉，艙體體積變大，壓力變小，流體由入水端進入並推開閥門進入艙體；壓電致動器回推時，艙體體積變小，壓力變大，流體由艙體流出並推開閥門由出水端輸出。Nguyen[6]等人在2002年將壓克力加工作為其微幫浦結構一部分，利用微影製程將SU-8光阻製成100 μ m厚的閥門結構，將壓電致動器及閥門等結構利用三層壓克力將其夾合，此幫浦驅動源為壓電圓盤。Feng等人[7]在2004年設計兩種不同的閥門，一種為懸臂樑另一種為橋形的閥門，其使用PZT尺寸為8mm \times 8 mm作為制動器，微幫浦的尺寸為13mm \times 13mm \times 1.2 mm，作動時以閥體控制流體的方向。

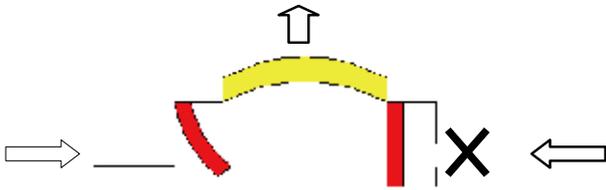
綜合以上，閥體主要是以懸臂樑的方式呈現，本實驗的閥體使用PDMS製作以及採用不鏽鋼蝕刻的艙體作為幫浦結構。將出入口設計在幫浦的左右兩側，此設計是方便於觀測閥體的擺動狀態，整體的結構簡單拆裝便利使得消耗的實驗樣品量減少，實驗時間大幅的縮短且價格低廉。

二、微幫浦之設計與元件製作

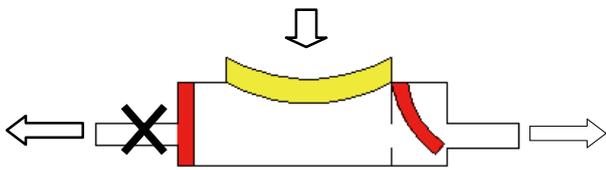
2.1 壓電有閥式微幫浦之原理

本文是使用壓電材料作為致動器，以半蝕刻的方式蝕刻不鏽鋼片形成艙體與振動層，以DP460膠將PZT黏貼至振動層，振動層的兩端放置閥體，當PZT變形改變艙體體積而產生的壓力差造成閥門的擺動，藉由閥門的擺動來控制出入口的開關順序使流體朝特定單一方向流動，如圖一所示為微幫浦吸水行程，藉由壓電致動器的向上凸起，艙體體積增加而壓力減少，流體由左右出入口兩端吸入艙體中，入水端之閥門朝向艙體打開，出水端之閥門由於受到設計中擋牆的阻擋而將原本要由出水端流入艙體的流體阻隔在微幫浦艙體外，此設計也將流體留在艙體內無法朝出水端流出，此為有閥微幫浦相較無閥微幫浦沒有回流現象之緣故：相反的壓電致動器向下擠壓艙體體積減少而壓力增加，流體從

艙體由出入水兩端排出微幫浦系統，出水端閥門朝向出水口打開，流體由艙體排出至出水端如圖二所示，此時入水端閥門關閉擋住朝向入水端的流體，因此流體只會流向出水端。



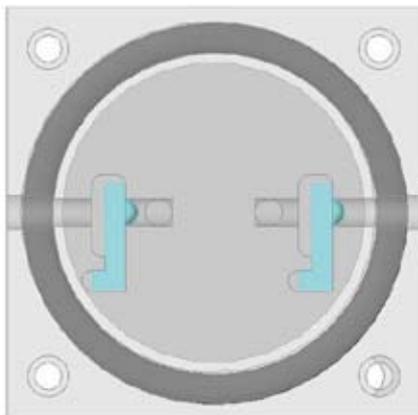
圖一 壓電有關微幫浦吸水行程示意圖



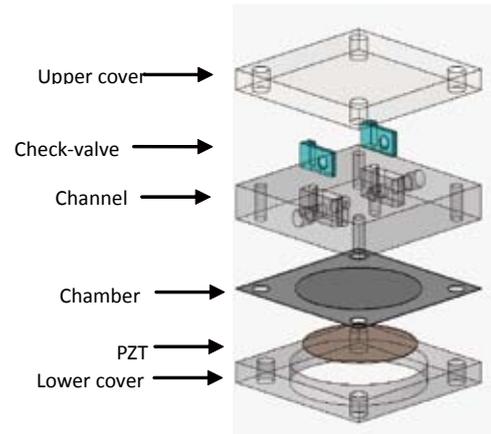
圖二 壓電有關微幫浦吸水行程示意圖

2.2 壓電有關式微幫浦結構設計與尺寸

本文所設計的壓電有關式微幫浦之示意圖如圖三所示。其爆炸示意圖如圖四所示，微幫浦主體上的兩凹槽艙體可隨實驗所需替換閥體厚度，利於微幫浦的實用性與便利性，微幫浦主體是由壓克力雷切加工以30mm×30mm×5mm所製作而成，上方左右兩邊有兩個凹槽小艙體右側為入口閥放置處，左側為出口閥放置處，閥體是利用PDMS製作而成，而兩側出入水口皆以直徑為2mm的不鏽鋼管連接，微幫浦艙體層是使用特定厚度的不鏽鋼作為基板，以濕蝕刻的方式蝕刻出一個長30mm、寬30mm的方形不鏽鋼片，在方形平面上半蝕刻出一個直徑22mm，不同深度的圓形凹槽作為艙體，而以不鏽鋼基板半蝕刻所形成的薄膜作為PZT的振動層，最後治具上的四個孔洞用螺絲鎖緊及完成微幫浦的組裝。



圖三 壓電有關微幫浦示意圖



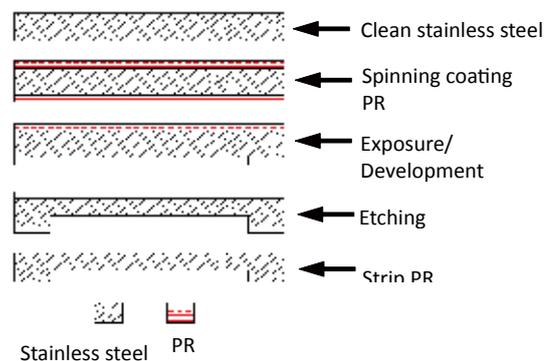
圖四 壓電有關微幫浦爆炸浦示意圖

2.3 微幫浦元件製作

此微幫浦主體結構之製作是利用AutoCAD製圖，由合作廠商以雷射切割壓克力的方式製成，其中艙體與振動層材質為不鏽鋼是運用微機電技術之黃光與蝕刻製成，閥體則是採用PDMS製作完成，致動器則採用陶瓷壓電片(PZT)。

2.3.1 不鏽鋼蝕刻之製作

實驗使用的不鏽鋼試片尺寸為30mm×30mm正方形、厚度依實驗所需而定，其製作順序條件為，(1)表面前處理使用15%氫氧化鈉水溶液浸泡數分鐘後用去離子水清洗，(2)使用清潔劑浸泡數分鐘後用去離子水清洗，(3)浸泡至5%鹽酸數秒鐘後用去離子水清洗，(4)放進烘箱烘乾(溫度需從室溫升至90°C)，完成前處理動作不可再碰觸不鏽鋼片表面，(5)至黃光室製作所需的圖形，(6)使用壓克力模具夾持不鏽鋼試片放入蝕刻液中進行蝕刻，(7)清洗光阻即可得到所需的結構，其蝕刻流程如圖五所示。

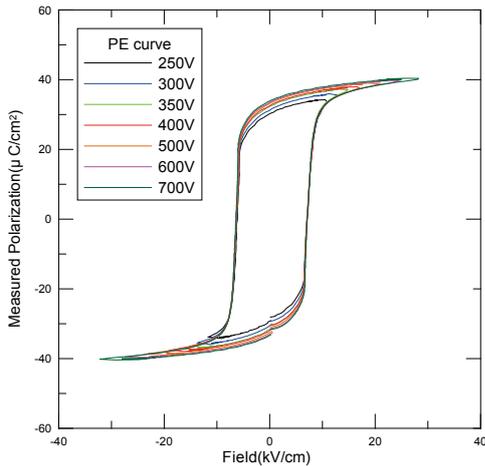


圖五 蝕刻流程示意圖

2.3.2 壓電致動器之製作

本研究選用圓型壓電片作為致動來源，其製作順序條件為，(1)將B6壓電粉末秤重至所需重量，(2)將其粉末放入治具中然後利用油壓機台經由10MPa單軸向壓力壓出所需要之塊材形狀，(3)維持2小時之

1300°C高溫將壓電塊材燒結緻密，(4)將燒結完之壓電塊材以研磨機研磨至所需厚度，(5)以網板印刷方式將高溫銀膠網印在厚度方向，並以600°C之高溫將銀膠燒付完成，(6)以2.5V/μm的電場將壓電片極化，即可完成壓電塊材之製作。此外利用鐵電量測系統(P-E curve RT6000)量測PZT試片，如圖六所示為PZT厚度150μm的遲滯曲線，可由遲滯曲線內的矯頑電場求得電壓範圍。



圖六 B6壓電材料遲滯曲線量測數據

2.3.3 閥體之製作

閥體主要是以PDMS製作而成其成份調配分為AB兩劑，A劑為主劑，B劑為凝固劑，AB劑在常溫下以10:1的比例混合，依閥體的形狀用壓克力加工製作出所需的模具形狀，其製作閥體模具深度分別有0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.8和1mm，固定寬度為0.4mm長度為9mm，將調配好得PDMS緩慢的倒入模具中，靜置一段時間至內部無空氣存在時，放入烘箱以75°C兩小時烘烤後拆模即可得到所需的閥體。

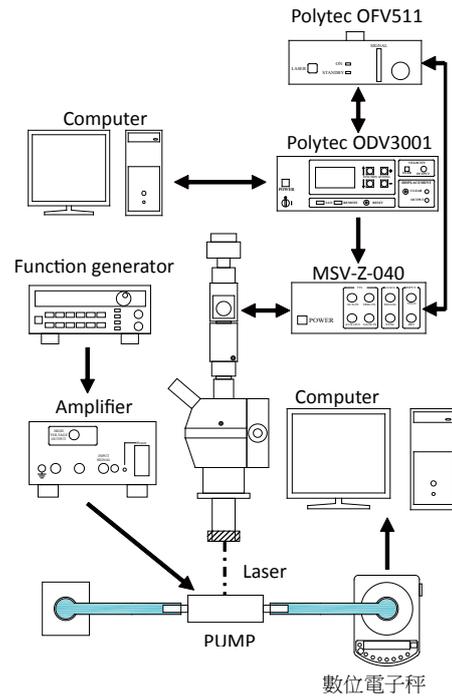
三、研究方法

本論文所使用的量測設備架設分為以下幾個部份：

1. 利用都卜勒雷射干涉儀系統量測微幫浦驅動時的位移、速度。
2. 以RS232傳輸至LABVIEW軟體在搭配高精度數位電子秤，量測微幫浦的即時流量與擷取流量變化數據。
3. 水頭高的設備架設。

3.1 量測架設

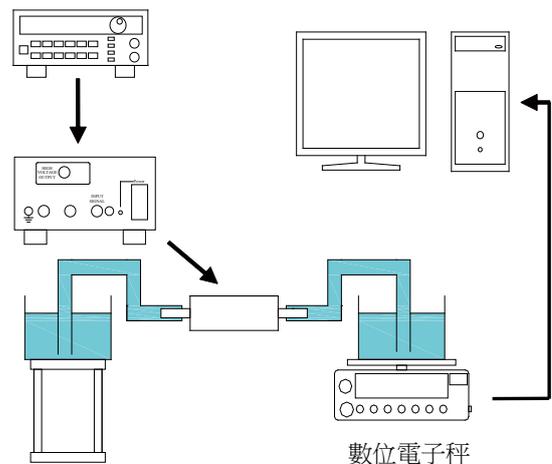
本論文利用都卜勒雷射干涉儀系統(MSV300)針對振動元件或壓電致動器做速度與微小位移之量測，透過此系統可以將壓電致動器的位移、速度做精確的呈現與量測，針對壓電致動器的量測架設如圖七所示，並量測作動頻率下之位移與速度關係。



圖七 位移量測架構圖

3.2 流量量測

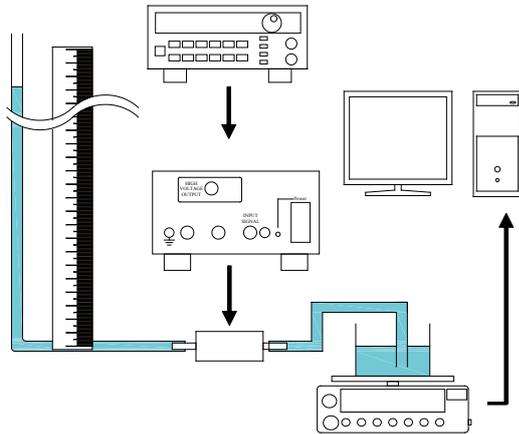
流量的量測是利用函數波型產生器(Agilent 33120A)經過電壓放大器(NF HAS 4011)傳送所需之正弦波驅動微幫浦，並使用高精度數位電子秤運用RS232傳輸連接LABVIEW軟體量測即時流量並擷取數據，LABVIEW軟體可設定運作時間並量測其時間內的流量變化，其實驗架設圖如圖八所示。改變不同出水口高度，紀錄隨不同高度的一分鐘水流量其架設如圖八。改變不同閥尺寸重覆以上步驟量測。



圖八 流量量測架構圖

3.3 揚程實驗

拍攝水頭高之架設如圖九，因為有閥微幫浦所設計的出入水口在左右兩側，所以量測水頭高架設的矽膠管連接至有閥微幫浦的出水端必定會有個彎曲處，所以矽膠管在彎曲處必須固定，以確保每次水頭高之量測時彎曲處所產生的流阻是相同的。



圖九 揚程量測架構圖

四、結果討論

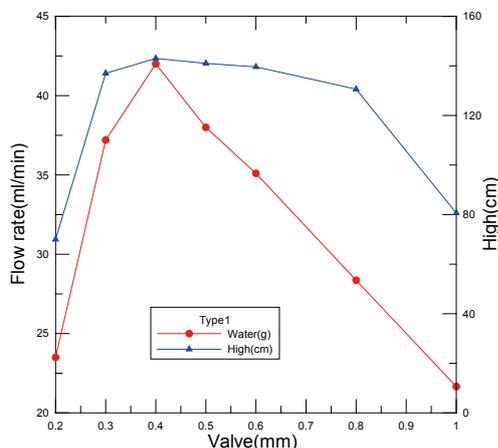
本實驗分為Type1與Type2兩種規格如表1所示。

表1 規格描述

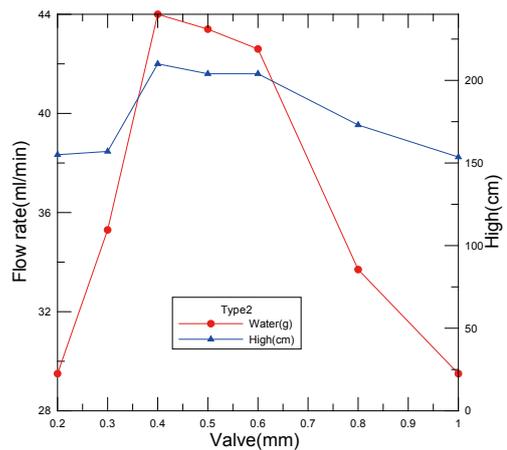
種類	PZT厚度 (μm)	電壓 (Vpp)	振動層厚度 (μm)	艙體深度 (μm)
Type1	150	120	70	80
Type2	200	160	100	150

4.1 實驗結果

由實驗中得知閥的厚度明顯影響微幫浦背壓大小與流體多寡的表現。厚0.4mm閥在Type1頻率28Hz時有最佳流量42ml/min最大背壓14kPa如圖十所示。當在Type2頻率35Hz時最佳流量44ml/min最大背壓20.6kPa如圖十一所示。

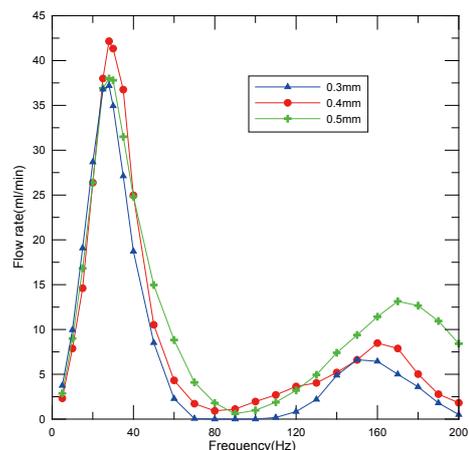


圖十 Type1不同閥厚度之量測結果



圖十一 Type2不同閥厚度之量測結果

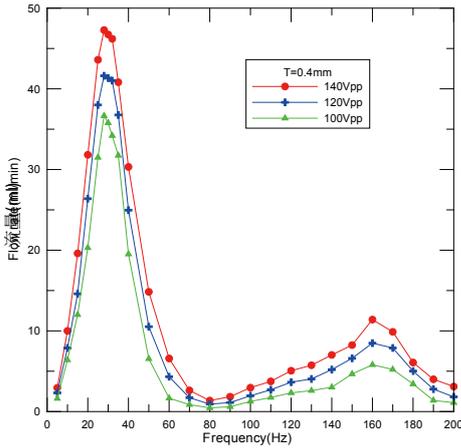
固定Type1條件輸出頻率由低至高驅動內部充滿水無空氣狀態的有閥微幫浦，將閥體厚度0.3、0.4、0.5mm的量測結果作為比較如圖十二所示，發現其最大流量頻率都在28Hz，由此可以解釋在頻率28Hz時為本身壓電微幫浦的共振頻率，而第二高峰為閥體在艙體內部產生的共振頻率，由此可知閥體質量越大在高頻率的驅動下較不會發生扭轉振動彎曲等現象，且發現流量最少的頻率與第二高峰頻率都會漸漸的往後移動。一般而言，流量的多寡是由於壓電片振動速度的快慢與單位時間頻率同步振動使艙體體積產生的改變，但流量的表現與頻率卻不是成正比關係，其主要的原因可能為出入水端的閥體無法配合張開與緊閉，開口大小的改變且閥體有扭轉、不規則振動、彎曲、閥不能閉合完全等現象產生，此時流阻變大流體也產生了逆流的狀況，以上都是影響流量無法達到理想值的原因。



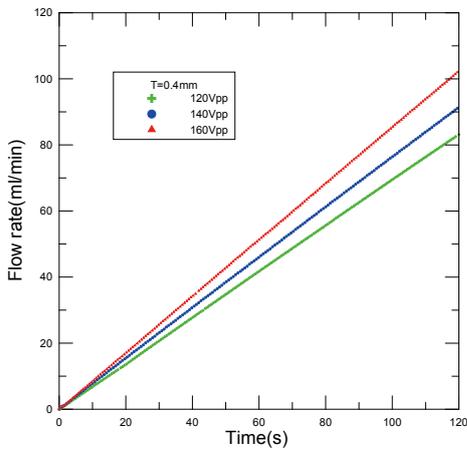
圖十二 不同閥隨頻率改變之流量變化

固定Type1的操作條件僅改變電壓分別為100、120、140Vpp量測厚0.4mm如圖十三所示，可以得知在量測頻率範圍內流量都能因應電壓的增大各頻率流量穩定增加。另外改變電壓120、140、

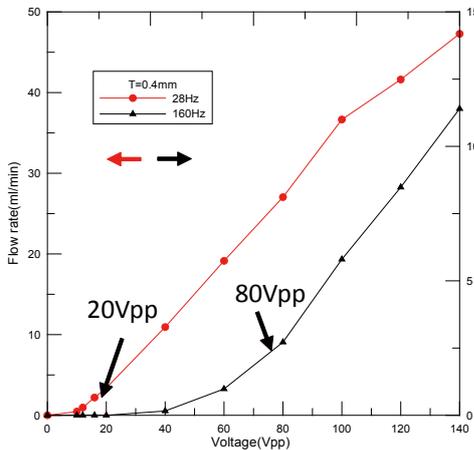
160Vpp針對0.4mm閥體，量測輸出最大水流量頻率28Hz連續量測兩分鐘其數據如表2所示，由流量的量測軟體LABVIEW中可以擷取出間隔秒，流量隨時間改變的數據其結果如圖十四所示，由圖中可以發現不同電壓所產生的流量非常穩定的隨時間增加另外取頻率28與160Hz，從電壓140Vpp漸漸降低電壓量測一分鐘水流量至流量趨近於0如圖十五所示，由圖中可以發現流體需要達到一定的臨界電壓分別為20Vpp與80Vpp流量才會線性的增加。



圖十三 不同電壓操作下流量隨頻率的變化



圖十四 頻率28Hz改變電壓之流量隨時間變化



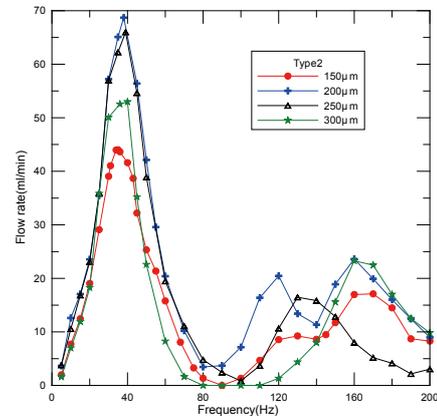
圖十五 固定頻率改變電壓之流量變化

4.1.1 改變艙體深度的影響

由以上實驗可以知道Type2的操作條件較佳，因此固定Type2條件僅改變艙體的深淺會影響著壓電致動器壓縮的體積，壓縮的體積大小相對的會影響微幫浦的流量，且艙體深度越深驅動頻率也會漸漸的提高，由圖十六所示可以看出當艙體深度為200 μm 時有最多的水流量68.7ml/min，由此可以看出並非艙體深度越深水流量越多，流量會在艙體達到一個臨界深度後縮減。

表2 Type1閥厚0.4mm頻率28Hz兩分鐘流量

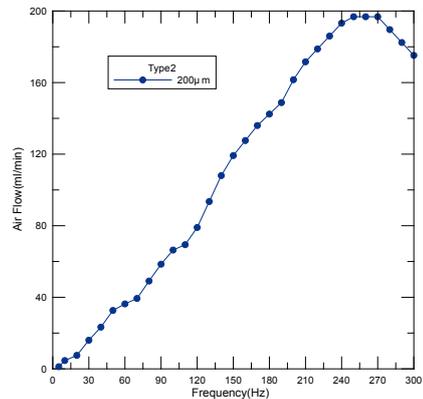
電壓(Vpp)	120	140	160
120s流量(ml/min)	83.1	91	102.2



圖十六 不同艙體深度隨頻率的流量變化

4.1.2 空氣流量實驗

針對Type2不同艙體深度實驗中擁有最佳流量的艙體深度200 μm 進行空氣流量的測試，經由浮子流量計量測頻率由小到大的空氣流量變化如圖十七所示，最大的空氣流量為196.8ml/min，空氣流量會隨著驅動頻率的漸增流量也會增加至頻率300Hz時才會開始減少，有此可見此微幫浦擁有在水中打空氣的能力，且能自我將艙體內部的空氣排出並汲取液體進去艙體。



圖十七 空氣流量隨頻率變化

五、結論

在驅動電壓及頻率在160 Vpp及38Hz時，此微泵浦當液體泵浦使用有最大流量68ml/min，在驅動電壓及頻率在160 Vpp及260Hz時，當氣體泵浦使用有最大流量196.8ml/min，並且能夠自我汲取及可容許氣泡在液體中。Type1電壓120Vpp、頻率28Hz時有最佳流量42ml/min，頻率20Hz時有最大背壓14kPa。Type2電壓160Vpp、頻率35Hz時最佳流量44ml/min，頻率17Hz時有最大背壓20.6kPa，在相同電場下由流量與背壓的實驗結果可以得知Type2較Type1優。Type2改變腔體深度比較下，當深度為200 μ m電壓160Vpp驅動頻率為38Hz時擁有最大流量68.7ml/min，深度為150 μ m電壓160Vpp驅動頻率17Hz時有最大背壓20.6kPa。

六、參考文獻

1. F. C. M. van de Pol, "A pump based on micro-engineering techniques," Ph. D. thesis, Enschede, the Netherlands: University of Twente, 1989.
2. A. Olsson, G. Stemme, and E. Stemme, "Numerical and experimental studies of flat-walled diffuser elements for valve-less micropumps," *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 84, pp. 165-175, 2000.
3. Michael Koch, Nick Harris, Alan G.R. Evans, Neil M. White, Arthur Brunnschweiler, "A novel micromachined pump based on thick-film piezoelectric actuation," *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 70, pp. 98-103, 1998.
4. M. Khoo, C. Lin, "A Novel Micromachined Magnetic Membrane Microfluid Pump," *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference*, July 23-23, pp. 2394-2397, 2000.
5. Francis E. H. Tay, W. O. Choong, H. Liu, G. L. Xu., "An intelligent micro-fluidic system for drug delivery," *IEEE 0-7803-5812-00*, pp. 70-75, 2000.
6. Nam-Trung Nguyen, Thai-Quang Truong, "A fully polymeric micropump with piezoelectric actuator," *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 97, Issue 1, pp. 137-143, 2004.
7. Guo-Hua Feng, and Eun Sok Kim, "Micropump based on PZT unimorph and one-way parylene valves," *J. Micromech. Microeng.*, 14-429-435, 2004