

中華民國第 65 屆中小學科學展覽會

作品說明書

高級中等學校組 物理與天文學科
佳作

051802

探討不同光圖形對光介電泳力應用在微流體中的影響

學校名稱： 臺北市立建國高級中學

作者： 高二 吳承翰 高二 黃裕宸 高二 吳奎縉	指導老師： 何宣螢
---	------------------

關鍵詞： 微流體、光介電泳

探討不同光圖形對光介電泳力應用在微流體中的影響

壹、摘要

本研究整合光介電泳(Optically-induced dielectrophoresis；ODEP)與微流體技術，通過修改微流體晶片內的光照圖案光照強度、角度來改變作用於微粒的 ODEP 力強度與角度，並透過層流流體控制來嘗試實現三種不同半徑（ $5.8\mu\text{m}$ 、 $10.8\mu\text{m}$ 與 $15.8\mu\text{m}$ ）塑膠微粒的自動化分離與收集。

貳、前言

一、研究背景

在工程與生醫領域中，實現精準的奈微米級粒子操作與分離具有很高的應用價值，比如微機電系統的操作與組裝、組織工程學細胞的排列或是人體內微量病原的檢測與分離等。其中，儘管目前已有許多的技術能夠應用於奈微米級粒子的操作、控制與分離，像是微流體、磁泳 (Magnetophoresis)、聲泳 (Acoustophoresis)、介電泳 (Dielectrophoresis；DEP)、或光鑷 (Optical tweezer) 等技術，但這些技術通常都需要較為複雜的設備、昂貴的製程或是操作過程容易造成生物細胞受損，這使得科學家們試圖尋找與開發更為便利且成本較低的替代技術。

基於上述理由，ODEP（光誘導介電泳）作為一項 2005 年被發表在 Nature 的創新技術，它僅需要使用光電半導體晶片與投影機光源，就能實現精準的奈微米級粒子操作。技術上，ODEP 為一種利用光與光電半導體晶片來控制電場產生位置，並通過 DEP 效應來操作粒子的技術，該技術可透過改變光圖形之形狀、位置與移動形式來實現不同之粒子操作，並可應用在奈微米單元或細胞的操作上。目前 ODEP 系統已被廣泛應用於各類生醫研究領域，例如細胞死活分離、抗藥性之細菌或癌細胞分離、菌血症樣品中細菌的純化、免疫磁珠抗原檢測之螢光訊號優化、及血液中循環腫瘤細胞的純化分離等。

此外，製程上，ODEP 的操作設備包含了一個上下兩層都是導電玻璃的 ODEP 晶片，其中該晶片導電玻璃的一層塗有半導體塗層。除了 ODEP 晶片外，其他設備還有能施加外加電場的訊號產生器、可在小範圍內產生光圖形的特製投影機、用於觀察的顯微鏡系統。ODEP 通過控制光照圖形來操作奈、微米粒子的特性，使其能夠在更低

的製程成本下實現更高效且自由的奈微米粒子操作，而這也是該技術能被使用在諸多生醫應用的主因。

二、研究動機

過往有許多的技術能夠分類不同大小的粒子，像是 DEP，但這些技術通常較為複雜且成本高。

ODEP 為一種利用光來產生電場的技術，可透過改變光圖形之形狀、位置與移動形式來實現不同之粒子操作，其整合了光電晶片與 DEP 現象來實現高精度之奈微米粒子或細胞操作。

本實驗將利用不同光傾斜角度與光強度以改變作用於微粒的 ODEP 力並結合層流以實驗高通量、具有連續性的微粒篩系統。

三、實驗目的

- (一) 探討光圖形強度（影響電場強度）以及光圖形傾斜角度（影響流體阻滯力的分量大小）對拖動不同大小粒子造成的影響
- (二) 依據實驗結果設計結合三層微流道晶片且分離三種大小的塑膠微粒的光圖形

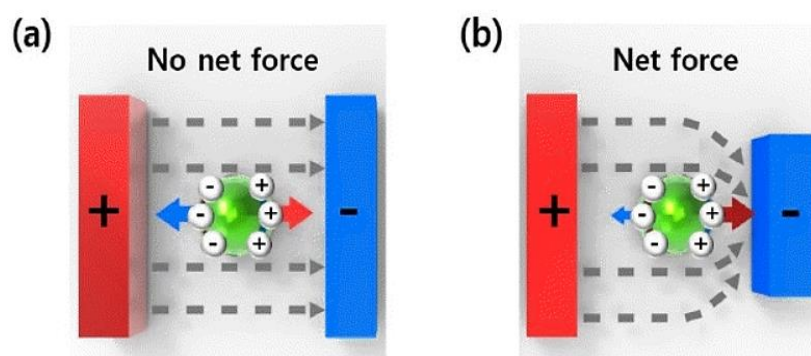
四、實驗原理

(一) ODEP 的基礎原理

介電泳(DEP)是利用粒子受到不均勻電場而受力，並利用此受力來操縱粒子移動（如圖一）。介電泳力的大小根據實驗和推導，表示成

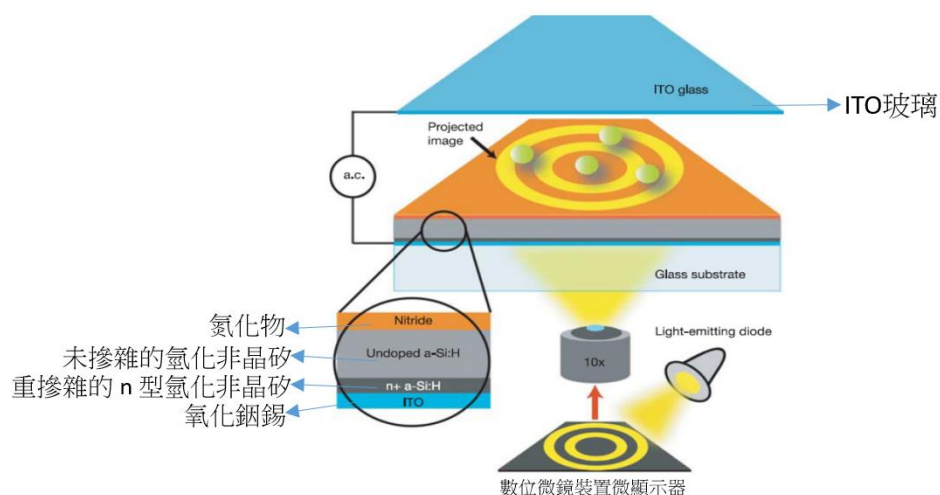
$$F_{\text{DEP}} = 2\pi r^3 \epsilon_m \text{Re}[K(\omega)] \nabla E^2$$

其中， r 為粒子的半徑、 ϵ_m 為介質的介電常數值、 $K(\omega)$ 為一參數(Clausius-Mossotti factor)，會受到電場變化角頻率、介質的導電能力、粒子內部的導電能力和粒子表面電容影響、而 E 則是粒子所在處的電場。



圖一 粒子受到均勻電場以及不均勻電場的受力比較

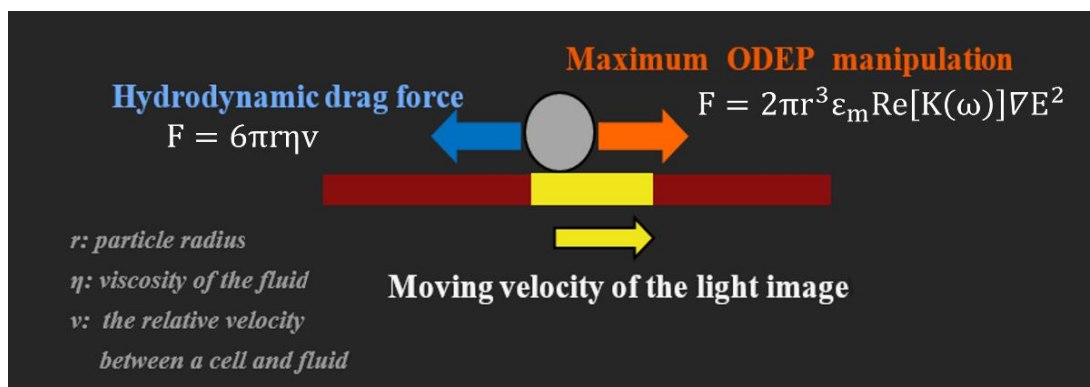
在本實驗中我們用光來產生電場，其所產生的力稱為 ODEP 力。其利用一個上下兩層都是導電玻璃的 ODEP 晶片，該晶片導電玻璃的下層塗有半導體塗層。當該晶片被投影機投射的光照圖形照射時，ODEP 晶片上的半導體塗層會因為光電效應而有電子在半導體塗層中移動。這會使得外加電場能通過光照區域，在光照圖形周邊產生不均勻的電場。此時，ODEP 晶片內的奈微米粒子或細胞會被極化而受到介電泳力影響，朝向或遠離光照圖形，從而達成操縱微粒的效果（如圖二）。



圖二 半導體晶片裝置示意圖

(二) ODEP 和流體拖曳力的作用力

粒子在 ODEP 的操作中主要受到兩種力影響，分別是流體拖曳力和 DEP 力，當 ODEP 力大於流體拖曳力時，則粒子可被光圖形操縱而拖動，反之則否。（如圖三）

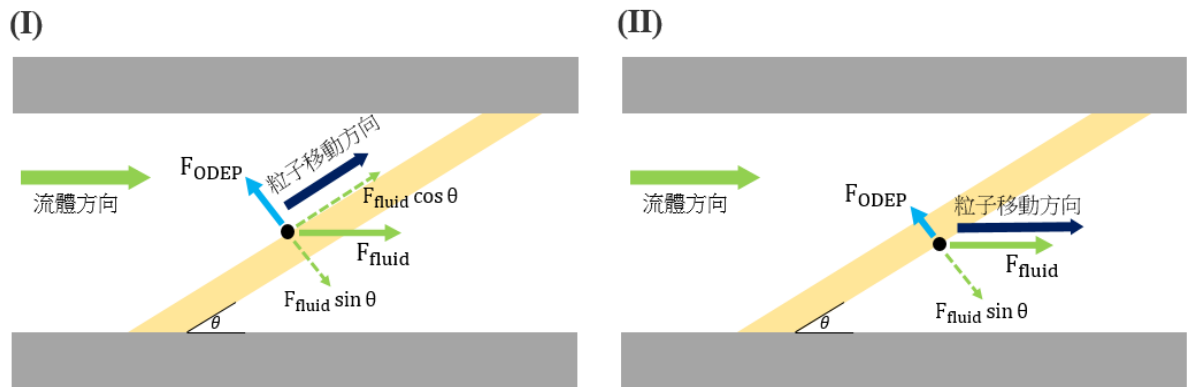


圖三 粒子在液體中受力示意圖

(三) 不同光強度、傾斜角度之光條設計對 ODEP 操作的影響

在整個系統中，粒子在 ODEP 的操作中主要受到兩種力影響，分別是流體拖曳力(F_{fluid})和 DEP 力(F_{ODEP})，此時當光圖像與流體流動方向形成一個角度 θ 時， F_{fluid} 可以分解成兩個分量分別為 $F_{\text{fluid}}\sin\theta$ 與 $F_{\text{fluid}}\cos\theta$ ，此時前者 ($F_{\text{fluid}}\sin\theta$) 為能不能拖動粒子的關鍵，如果這個分量太大，會把粒子推出光圖像區域被流體帶走，無法成功被光條拖動，反之若 F_{DEP} 足夠強，可以抵抗這個分量，粒子就能夠被拖動。

以上我們可以得知當光條角度不一樣，則會轉變為 F_{ODEP} 要使流體拖曳力的分量力抵銷，於是在斜光條的實驗中，我們讓 F_{ODEP} 和 $F_{\text{fluid}}\sin\theta$ (θ 為光條傾斜角度) 平衡，使得粒子可以沿著光條向上移動。(如圖四)



圖四 斜光條原理

參、研究設備與器材

- 一. 微流體晶片（單層微流道與三層微流道），結構包含：ITO(Indium Tin Oxide)導電玻璃與鍍有光導層的 ITO 導電玻璃
- 二. 光介電泳實驗操作平台，包含：電源供應器、注射磊（注射幫浦）
- 三. 顯微鏡
- 四. 塑膠微粒溶液，微粒材料為聚苯乙烯(PS)，尺寸為半徑大小5.8、10.8與15.8 μm
- 五. 環境溶液，內容物包含：牛血清白蛋白(Bovine Serum Albumin；BSA)

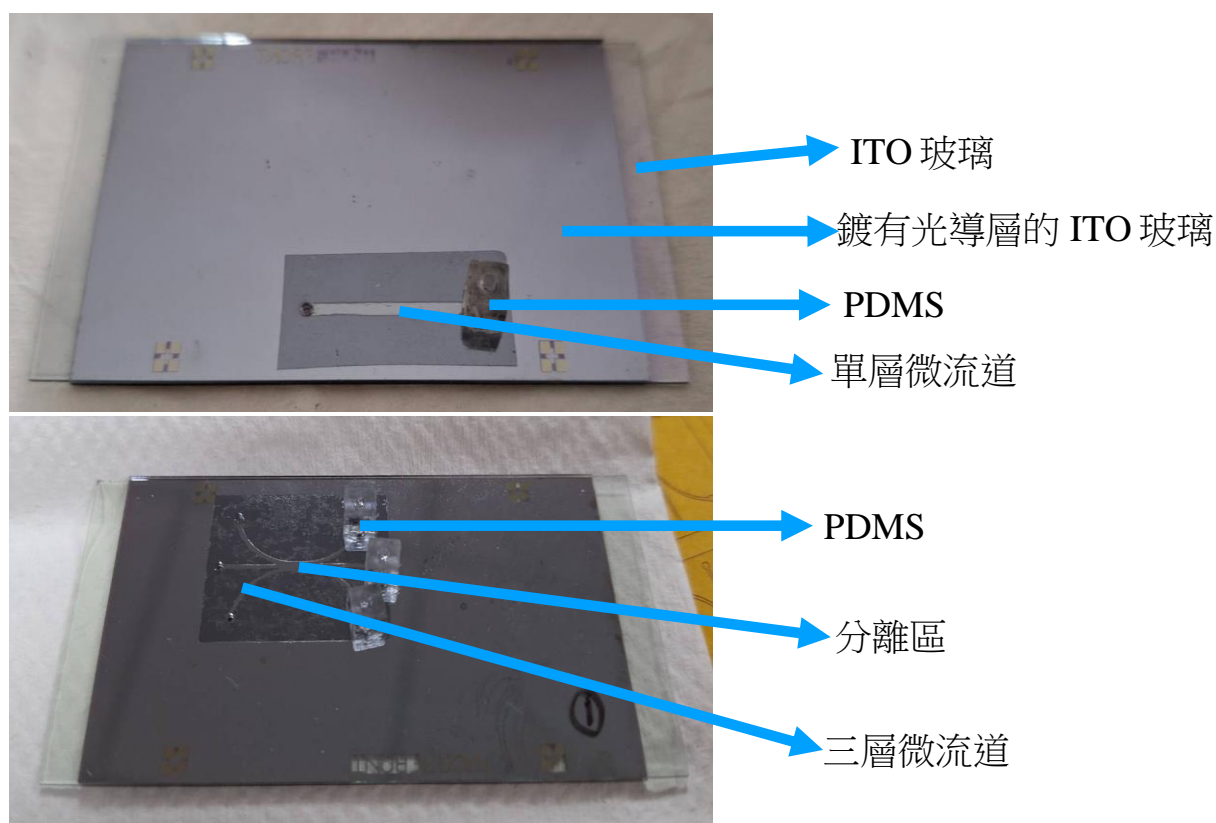
肆、研究過程與方法

一、晶片結構與製作過程

操作光介電泳實驗時，我們會將微流體和微粒注入位於雙層晶片之中的微流道裡。該晶片上塗有半導體膜，使其被光照時可以產生電場。

以下將簡單介紹實驗晶片的製作流程：

- (一) 用特製的刀片設計微流道，並利用前面提到的刀片設計將特殊雙面膠切割成微流道的形狀
- (二) 將晶片中的導電玻璃定位出微流道的位置，並在微流道的兩端做上標記，然後針對導電玻璃鑽孔（使其兩孔能與雙面膠微流道兩端對齊）。完成鑽孔後，在其中一端的孔洞黏上 PDMS 連接元件，該元件可與注射幫浦對接，使得溶液得以被注入
- (三) 將上下兩層晶片(即有兩個孔洞的 ITO 導電玻璃在上與有鍍有光導層的 ITO 導電玻璃在下)透過特殊雙面膠黏合起來，完成晶片的製作（如圖五）



圖五 單層與三層微流道晶片完成圖

二、實驗用溶液配置

本實驗將塑膠微粒與環境溶液配在一起，注入微流道內，故環境溶液的配置也是實驗中重要的一環。

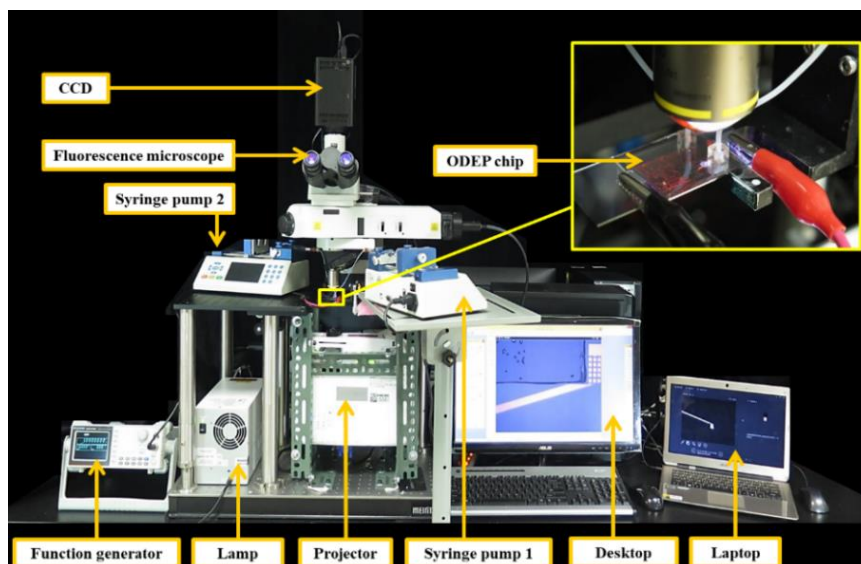
- (一) 準備好分別為 $5.8\mu\text{m}$ 、 $10.8\mu\text{m}$ 與 $15.8\mu\text{m}$ 三種塑膠微粒溶液
- (二) 配好導電度約為 $6.0\ \mu\text{S}/\text{cm}$ 的 BSA 溶液
- (三) 備妥離心管，先用移液器加入約 $10\ \mu\text{L}$ 的微粒粒子，再加入 BSA 溶液至離心管 $1000\ \mu\text{L}$ 處
- (四) 用離心管震盪器震盪內有混合溶液的離心管約 5 秒，之後用離心儀用 12000rpm 轉速轉 1 分鐘
- (五) 將離心好的溶液用移液器取 $800\ \mu\text{L}$ 至廢液桶，接著再加入 BSA 溶液 $800\mu\text{L}$
- (六) 重複步驟（四）、（五）三次，即完成實驗用溶液
- (七) 每次用注射幫浦取 BSA 溶液連結至晶片上 PDMS，配好的溶液則是在每次實驗前都要用離心管震盪器震盪，再用移液器取 $5 - 7\ \mu\text{L}$ 至流道內，即可開始進行實驗下一部分之步驟

三、操縱微流道實驗的過程

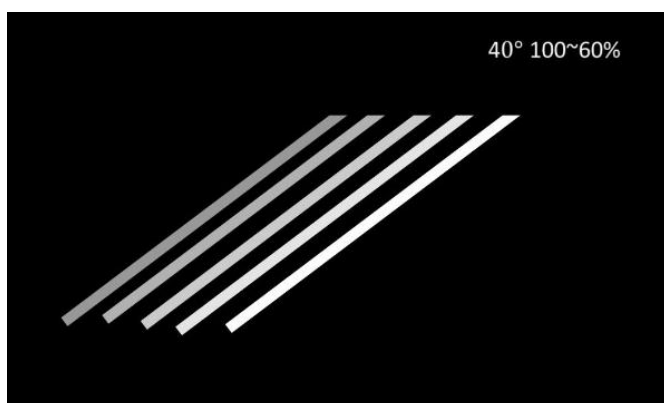
微流道的實驗操作是本實驗最主要的一步，將溶液注入晶片中調整光圖形和溶液注入速度來測試粒子的拖動效果。

以下為具體的實驗流程：

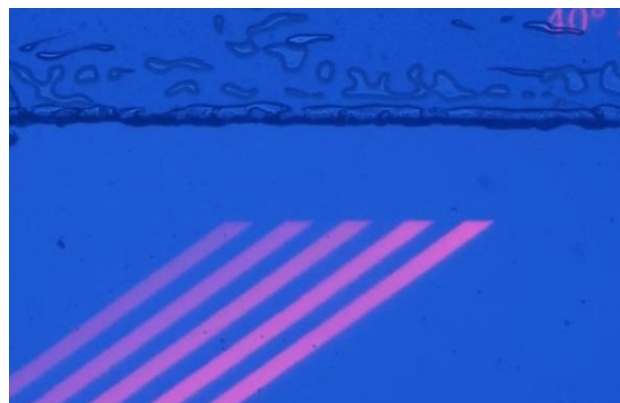
- 架設晶片與環境溶液：
利用酒精先將微流道內外清洗乾淨，架設到機台(顯微鏡)上，之後吸取 BSA 溶液到針筒內注入微流道當作環境溶液。注入環境溶液後，用移液器將塑膠微粒注入晶片上開口的一端，流量調控機將流量調為 $3\mu\text{L}/\text{min}$ 將微粒吸入流道內，之後調成進行實驗的流量 $0.3\mu\text{L}/\text{min}$
- 光圖形：以簡報畫好光圖形之後，利用投影機投影到晶片上
- 電源供應器：
設定頻率為 1.5MHz 、電壓為 10.0Vpp （峰對峰值電壓），提供晶片電場進行實驗



圖六 實驗裝置圖



圖七 簡報中繪製好的光圖形



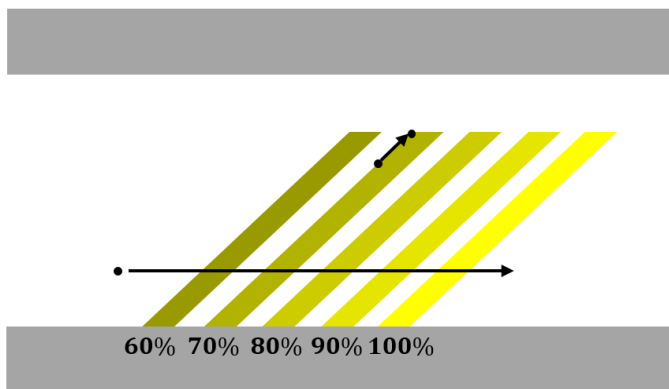
圖八 顯微鏡下的微流道操作環境

四、單層微流道晶片與 ODEP 光圖形設計

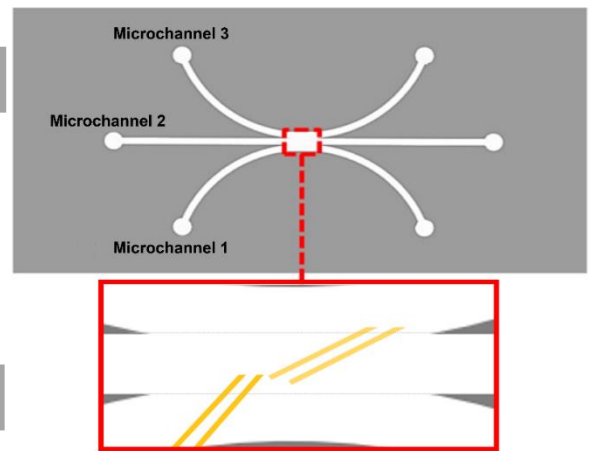
為了有效分離塑膠微粒，我們利用單層微流道晶片並設計多重光條測試每種大小的粒子會在什麼地方被攔截。在一個光圖形裡有 5 個光條，每條光條的強度從 60% 開始，由左到右每次增加 10%，透過此方式找出使最多粒子通過的光條強度。因此可以藉由此實驗找出在每個角度下，三種不同大小的粒子分別會被什麼條件（光條角度、光強度）的光條攔截。

同時，我們將定義粒子捕獲率為：

$$\text{粒子捕獲率} = \frac{\text{可沿著光條向上爬升的粒子總數}}{\text{經過光條的粒子總數}} \times 100\%$$



圖九 漸層光條示意圖

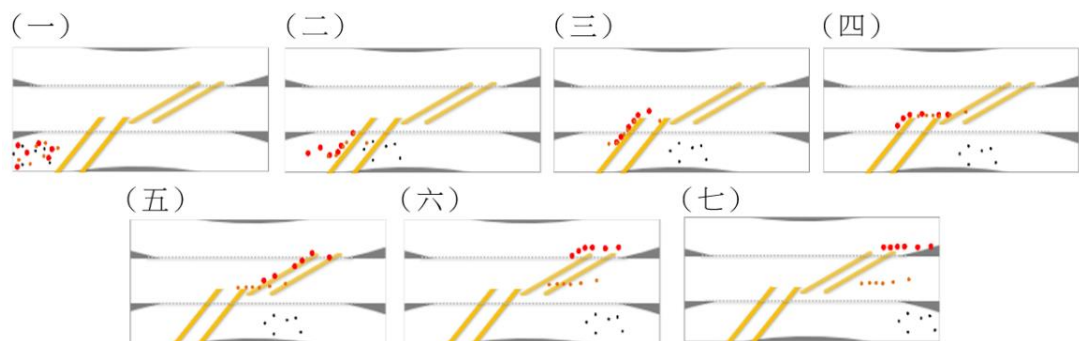


圖十 三層微流道晶片與分離區示意圖

五、三層微流道晶片與 ODEP 光圖形設計

在找出各種粒子會在什麼條件能被攔截之後，我們可以利用各種粒子適合光條的差異性來設計光圖形分離粒子。

為了能成功分離三種大小的粒子（ $5.8\ \mu\text{m}$ 、 $10.8\ \mu\text{m}$ 與 $15.8\ \mu\text{m}$ ），我們使用有三層微流道的晶片並且在三微流道交會之處放置光圖形。如圖十所示，混合粒子會在微流道 1 或 3 被注入並在中間的分離區利用兩種不同條件的光條分離粒子。圖十一為三種大小的粒子在實驗中的運動模擬圖。



圖十一 三層微流道中分離三種粒子運動模擬圖

伍、研究結果

一、5.8 μm 、10.8 μm 與 15.8 μm 粒子實驗結果

我們將5.8 μm 粒子在通過15度光條時經過光強度的捕獲繪製成累積圖，並將同樣粒子大小，不同光條角度的實驗結果繪製成疊圖。

由實驗結果圖可得知：

(一) 粒子捕獲率與光條角度呈負相關：

若流體拖曳力的 $\sin\theta$ 分量越大，則粒子需要更大的 ODEP 力以被光條捕獲粒子。

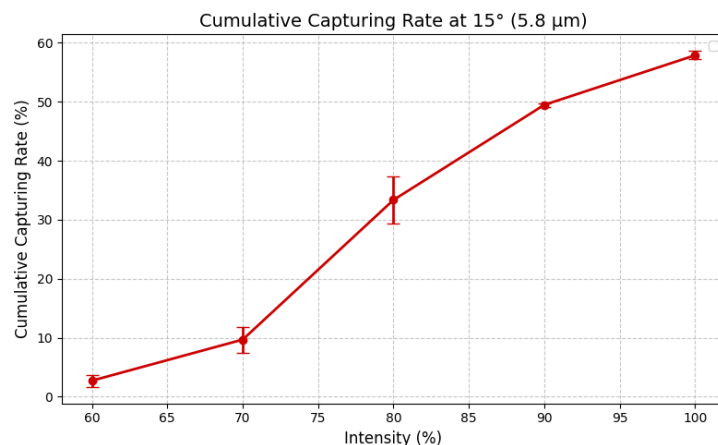
(二) 捕獲率與粒子大小呈正相關：

ODEP 力正比於 r^3 ，大於流體拖曳力的 r ，故粒子半徑越大則 ODEP 力越容易抵抗流體拖曳力而使粒子被捕獲。

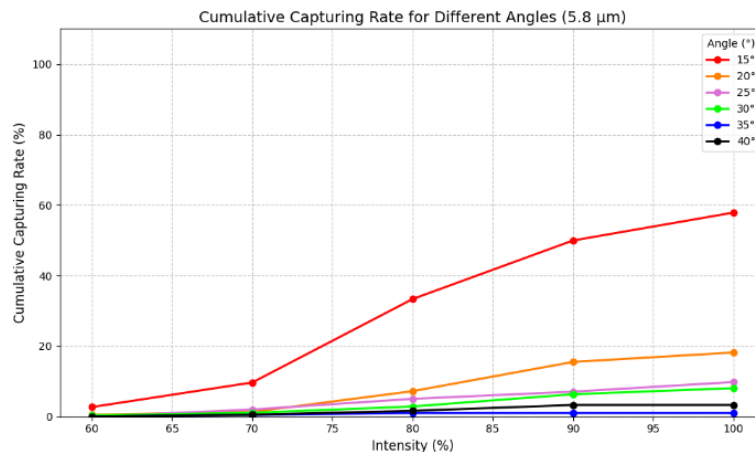
(三) 粒子捕獲率與光條強度呈正相關：

ODEP 力正比於 ∇E^2 ，故光強度越強則粒子越容易被光條捕獲。

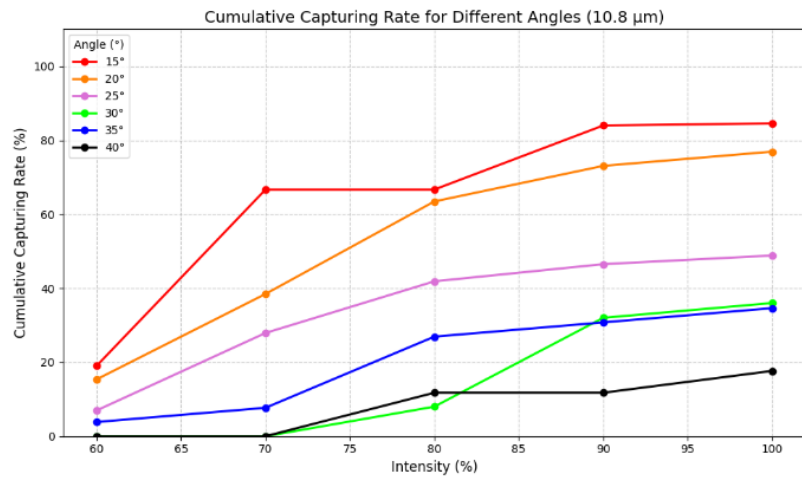
此結果證實了理論公式，並且可被應用在分離粒子上。



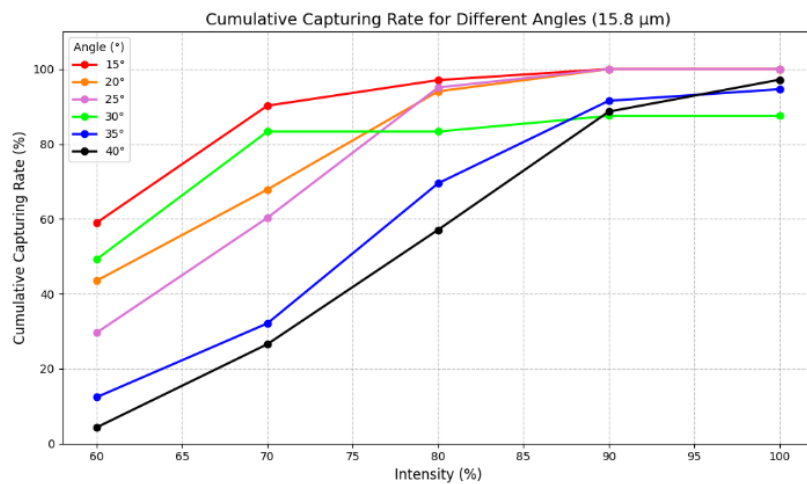
圖十二 5.8 μm 光條 15 度光強度 100%累積總捕獲率



圖十三 5.8 μm 不同光條角度強度累積總捕獲率



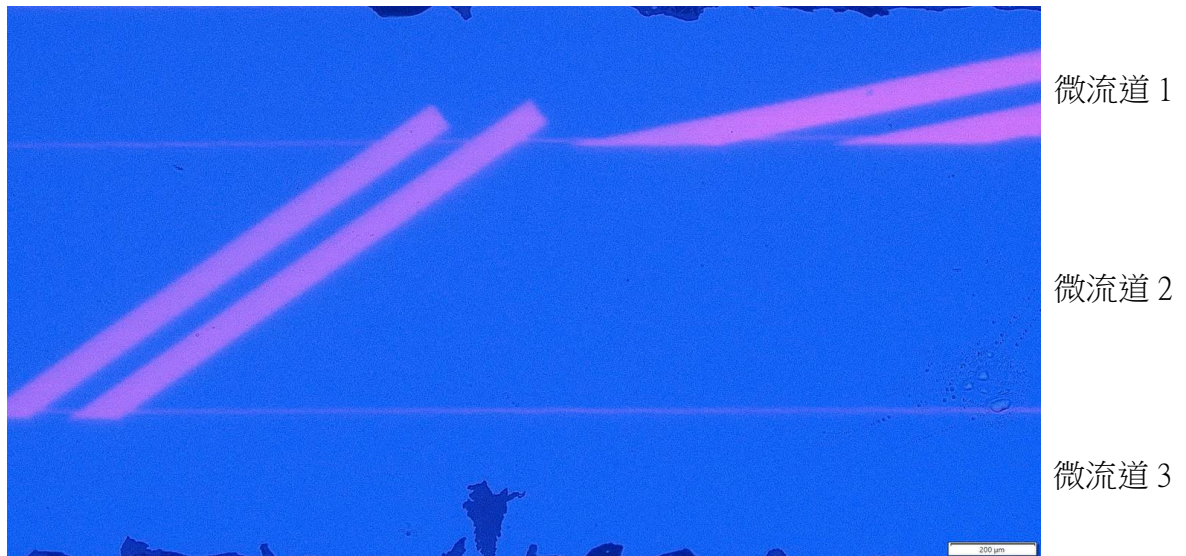
圖十四 10.8μm不同光條角度強度累積總捕獲率



圖十五 15.8μm不同光條角度強度累積總捕獲率

二、設計結合三層微流道晶片且分離三種不同大小塑膠微粒的光圖形

根據實驗一的結果，5.8μm與10.8μm粒子的累積捕獲率在光條角度 20 度、光強度 100% 時相差最大（約 60%）；而10.8μm與15.8μm粒子的累積捕獲率在光條角度 40 度、光強度 100%時相差最大（約 80%），故我們選擇這兩種光圖形來分離粒子。我們將微流道分成三個部分（如圖十七所示）分別為微流道 1、2 和 3。在微流道 1 放光條角度 20 度、光強度 100%的光條；在微流道 2 放光條角度 40 度、光強度 100%的光條。當混合粒子在微流道 1 注入時，5.8μm 粒子在光條角度 20 度、光強度 100%條件下通過率與 10.8μm與15.8μm 粒子相差甚大，因此5.8μm粒子會繼續留在微流道 1 而10.8μm與 15.8μm 粒子會被拖曳至微流道 2；同樣地，10.8μm 粒子在光條角度 40 度、光強度 100%條件下通過率與15.8μm 粒子相差甚大，因此 10.8μm粒子會繼續留在微流道 2 而 15.8μm粒子會被拖曳至微流道 3，如此一來三種粒子就能被分離。

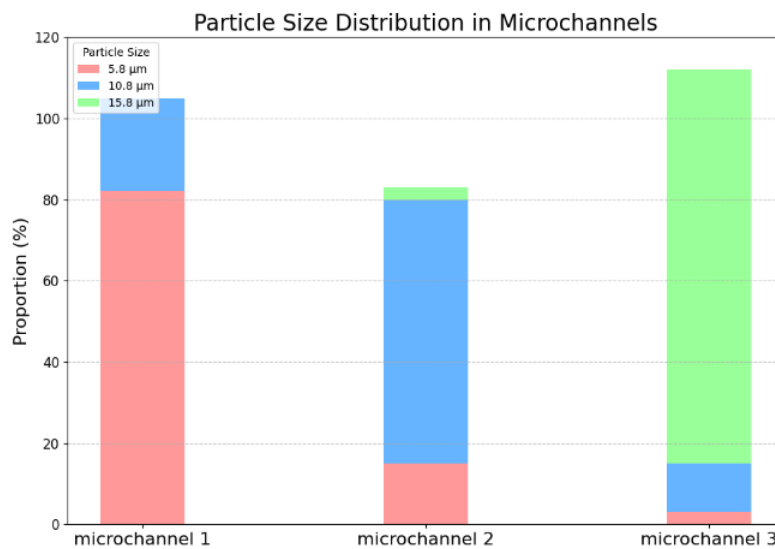


圖十六 顯微鏡下的三層微流道晶片及光圖形

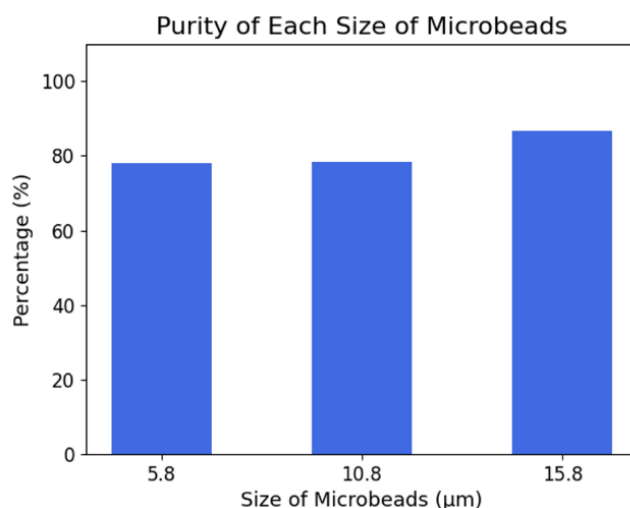
三、三層微流道預期結果

圖十七為利用上述實驗結果推算的預期分布比例。我們將每層微流道在分離後預期的粒子數比例繪製成長條圖，並以紅色部分代表 $15.8\mu\text{m}$ 粒子，藍色部分代表 $10.8\mu\text{m}$ 粒子，綠色部分代表 $5.8\mu\text{m}$ 粒子。而圖十八則為分離的純度，其中純度的定義如下：

$$\text{分離純度} = \frac{\text{該流道中收集到的欲收集的粒子總數}}{\text{該流道中粒子總數}} \times 100\%$$



圖十七 5.8 、 10.8 與 $15.8\mu\text{m}$ 粒子在三層微流道中的預期分布比例



圖十八 5.8、10.8 與 15.8μm粒子的預期分離純度

陸、結論

根據實驗結果及圖表歸納出光條角度與粒子捕獲率呈負相關；粒子大小和光強度則與粒子捕獲率呈正相關，並且我們利用三種大小粒子捕獲率的差異性結合三層微流道晶片設計兩種不同光條（角度 20 度、光強度 100%與角度 40 度、光強度 100%）篩分三種粒子，其預期純度可達約 80%。

柒、未來展望

以實驗驗證利用三層微流道晶片分離三種粒子大小的分離效率。最終目標是可以套用於生醫領域，能夠利用光圖形將血液中的具有尺寸差異的血球細胞和癌細胞（e.g., 循環腫瘤細胞）分離，循環腫瘤細胞為一種腫瘤或轉移性腫瘤脫落，進入血液循環系統的癌細胞，辨識與分離這群細胞能夠更提早篩檢出患者是否有癌症，幫助預測疾病復發風險等的好處與臨床意義；同時相較於其他技術，ODEP 具有高通量、高通過率且成本低的優勢，這使得微流體技術應用上極具潛力，生醫方面更能應用在癌症診斷、細胞療法、微生物檢測等領域。

捌、參考資料

- 一、Chu, P.-Y., Hsieh, C.-H., & Wu, M.-H. (2020). The combination of immunomagnetic bead-based cell isolation and optically induced dielectrophoresis (ODEP)-based microfluidic device for the negative selection-based isolation of circulating tumor cells (CTCs). *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 921.
- 二、Chiou, P. Y., Ohta, A. T., & Wu, M. C. (2005). Massively parallel manipulation of single cells and microparticles using optical images. *Nature*, 436(7049), 370-372.
- 三、Wang, H.-Y., Chen, C.-Y., Chu, P.-Y., Zhu, Y.-X., Hsieh, C.-H., Lu, J.-J., & Wu, M.-H. (2020). Application of an optically induced dielectrophoresis (ODEP)-based microfluidic system for the detection and isolation of bacteria with heterogeneity of antibiotic susceptibility. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 307, 1275
- 四、Yang, C.-M., Wu, A.-Y., Yu, J.-C., Chu, P.-Y., Hsieh, C.-H., & Wu, M.-H. (2022). Virtual filter membranes in a microfluidic system for sorting and separating size-based micro polystyrene beads by illumination intensity design in optically induced dielectrophoresis (ODEP). *Chemosensors*, 10(12), 540.
- 五、Yang, C.-M., Chu, P.-Y., Wu, A.-Y., Hsieh, P.-H., Hsieh, C.-H., & Wu, M.-H. (2023). Development of an optically induced dielectrophoresis (ODEP) microfluidic system with a virtual gel filtration chromatography (GFC)-inspired mechanism for the high-performance sorting and separation of microparticles based on their size differences. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 395, 134443.
- 六、Jeong, J.-T., Shin, H.-M., Kim, D., & Lee, K.-H. (2016). A dielectrophoresis microfluidic device for trapping bioparticles at low voltage and frequency. *Journal of Biosystems Engineering*, 41(1), 60 – 65.

註：

圖（一）源自 A dielectrophoresis microfluidic device for trapping bioparticles at low voltage and frequency

圖（二）源自 Massively parallel manipulation of single cells and microparticles using optical images

圖（三）由實驗室諮詢人員繪製

圖（六）源自 The combination of immunomagnetic bead-based cell isolation and optically induced dielectrophoresis (ODEP)-based microfluidic device for the negative selection-based isolation of circulating tumor cells (CTCs)

除上述圖片引自他處，其他照片及圖片均由作者親自繪製

【評語】 051802

本作品探討外加電場對塑膠微粒溶液在微流道內流動的影響，實驗設計三層微流道以製成介電泳裝置，並以光照射介電泳流道，探討光圖形對粒子操控的影響。實驗透過改變光圖形與傾斜角度，以光誘導介電泳並進行粒子分離，結果得到可以展示三種粒子的分離。

惟實驗部分若能增加重複性實驗與操作穩定性的探討，以及誤差來源分析等，以強化應用可信度。另在未來展望應用，如血液細胞或癌細胞分離等生醫應用，需考量細胞物理性質及實驗設計方案，以能達到具體實際應用性。

作品海報

探討不同光圖形對光介電泳力 應用在微流體中的影響

Exploring the Effects of Different Light Patterns on
Optical Dielectrophoresis Applications in Microfluidics

壹、研究動機

ODEP（光誘導介電泳力）是一種利用光產生虛擬電極來操控微粒的技術，相較於傳統以金屬電極操控，具有更高的操作自由度且成本較低，可被廣泛應用於細胞分離、病原檢測、癌細胞篩選等生醫領域。我們想透過調整光圖形的傾斜角度與強度，在層流環境中對粒子施加ODEP 力，實現高通量、連續性的微粒或細胞篩選與純化。

貳、主要研究器材

- 一. 微流體晶片(單層微流道與三層微流道)，結構包含：ITO(Indium Tin Oxide)導電玻璃與鍍有光導層的ITO導電玻璃
- 二. 光介電泳實驗操作平台，包含：電源供應器、注射磊(注射幫浦)
- 三. 顯微鏡
- 四. 塑膠微粒溶液，微粒材料為聚苯乙烯(PS)，尺寸分別有5.8、10.8與15.8 μm
- 五. 環境溶液，內容物包含：牛血清白蛋白(Bovine Serum Albumin；BSA)

參、研究目的

- 探討光圖形強度（影響電場強度）以及光圖形傾斜角度（影響流體阻滯力的分量大小）對拖動不同大小粒子造成的影響
- 依據實驗結果設計出結合三層微流道晶片且分離三種不同大小塑膠微粒的光圖形

肆、研究原理

一. ODEP基礎原理與ODEP力和流體的作用力

介電泳力是利用粒子受到不均勻電場而受力，並利用此受力來操縱粒子移動。

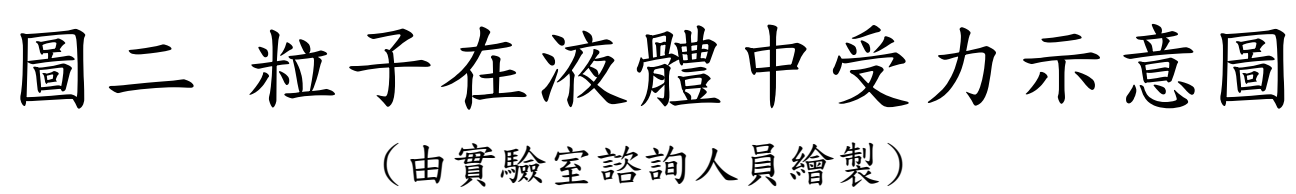
本實驗中我們用光照射到半導體晶片上，光電效應誘發出電子的方式來控制預設區域降低電阻以產生電場，其所產生的力稱為ODEP力。

介電泳力的大小根據實驗和推導，可表示成：

$$F_{DEP} = 2\pi r^3 \epsilon_m \text{Re}[K(\omega)] \nabla E^2$$

(r : 粒子半徑; ϵ_m : 溶液介電常數; $K(\omega)$: Clausius-Mossotti factor, 會受到電場變化角頻率、介質的導電能力、粒子內部的導電能力和粒子表面電容影響; E : 粒子位置的電場)

粒子在流體中主要受到兩種力影響，分別是流體拖曳力($F=6\pi\eta r v$)和ODEP力，當ODEP力大於流體拖曳力時，則粒子可被光圖形操縱而拖動，反之則否。

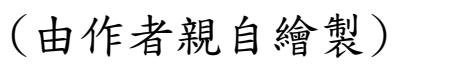


(源自Massively parallel manipulation of single cells and microparticles using optical images)

二. 不同光強度、傾斜角度之光條設計對ODEP操作的影響

在整個系統中，粒子在ODEP的操作中主要受到兩種力影響，分別是流體拖曳力(F_{fluid})和ODEP力(F_{ODEP})，當光圖像與流體流動方向形成一個角度 θ 時， F_{fluid} 可以分解成兩個分量分別為 $F_{\text{fluid}} \sin \theta$ 與 $F_{\text{fluid}} \cos \theta$ ，此時前者($F_{\text{fluid}} \sin \theta$)為能不能拖動粒子的關鍵，如果這個分量太大，會把粒子推出光圖像區域被流體帶走，無法成功被光條拖動，反之若 F_{ODEP} 足夠強，可以抵抗這個分量，粒子就能夠被拖動。

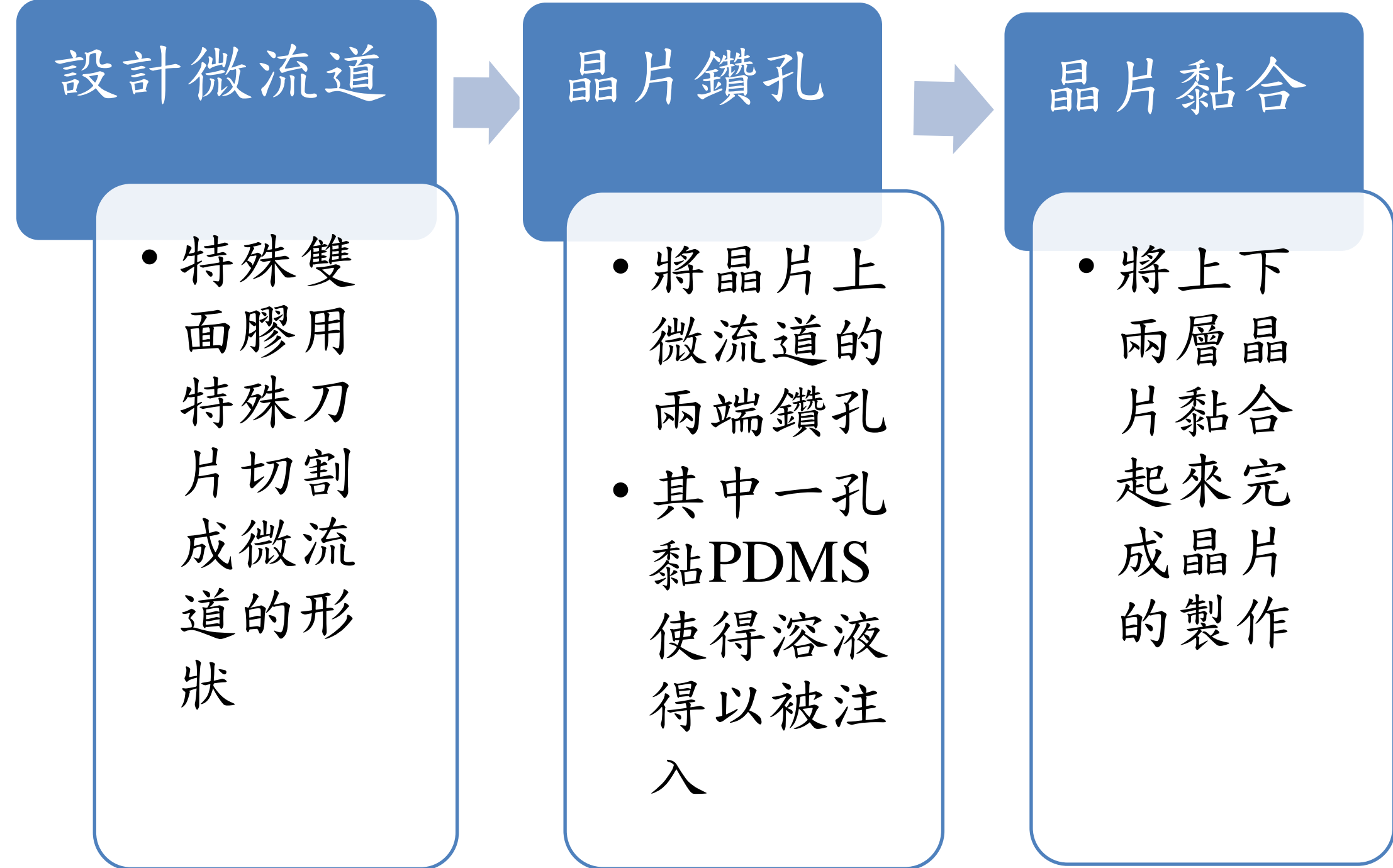
以上我們可以得知當光條角度不一樣，則會轉變為 F_{ODEP} 要使流體拖曳力的分量力抵銷，於是在斜光條的實驗中，我們讓 F_{ODEP} 和 $F_{fluid} \sin \theta$ (θ 為光條傾斜角度)平衡，使得粒子可以沿著光條向上移動。



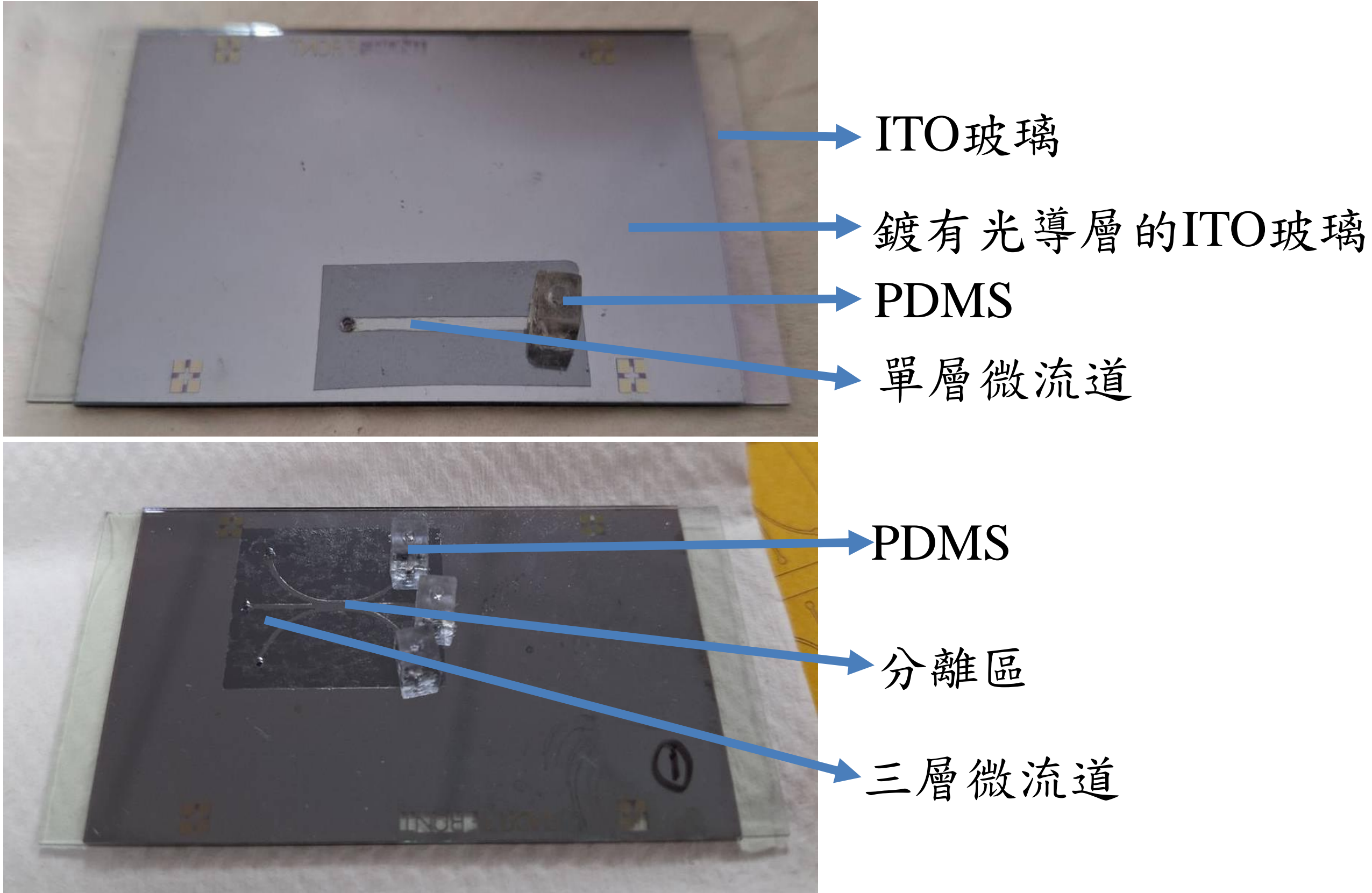
伍、研究方法與過程

一. 製作ODEP操作晶片

在操作光介電泳實驗時，我們會將背景溶液和微粒注入位於晶片中的微流道裡。該晶片上塗有半導體膜，使其被光照時可以產生電場。



圖四 晶片製作流程



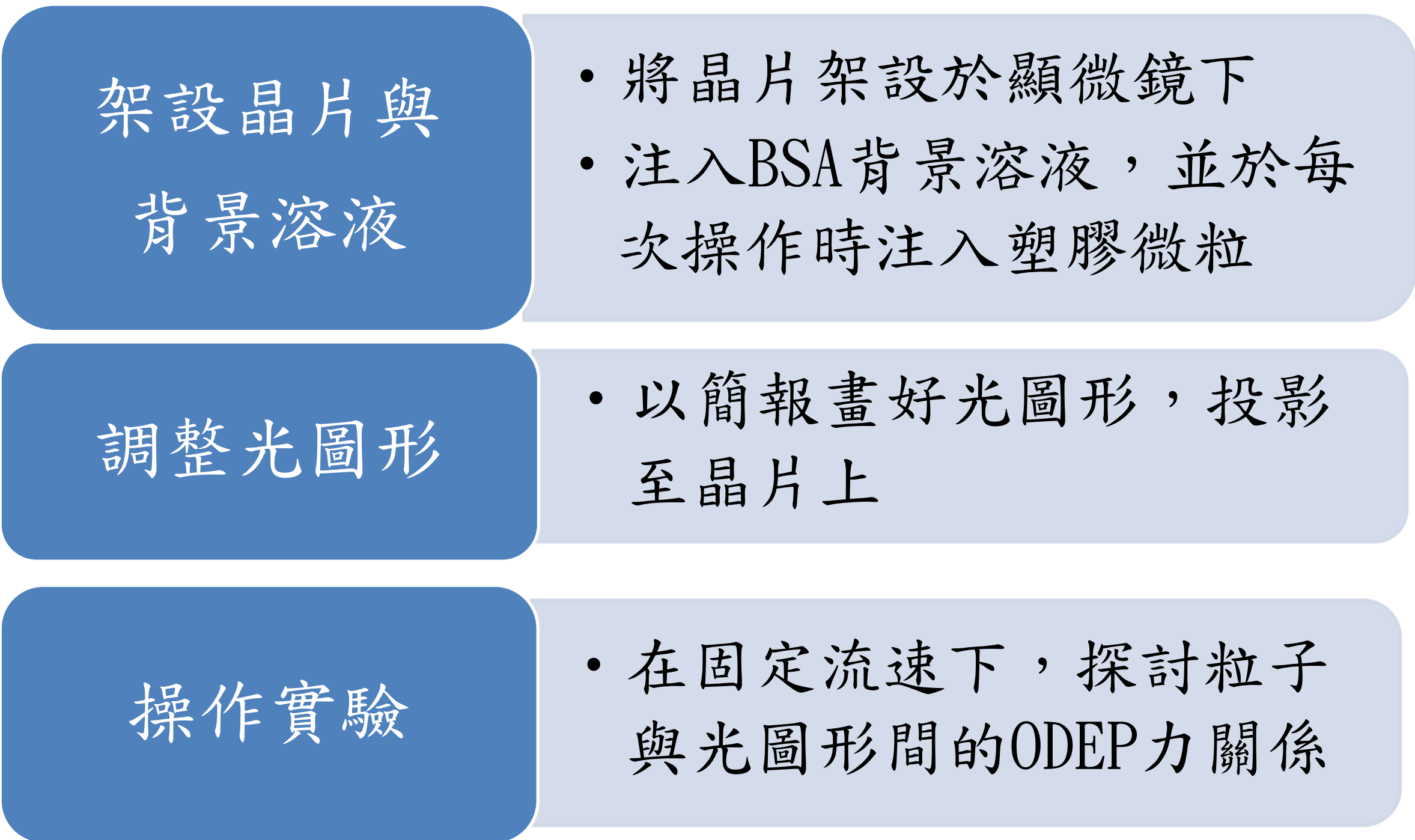
圖五 單層與三層微流道晶片完成圖 (由作者親自拍攝與繪製)

二. 溶液配置

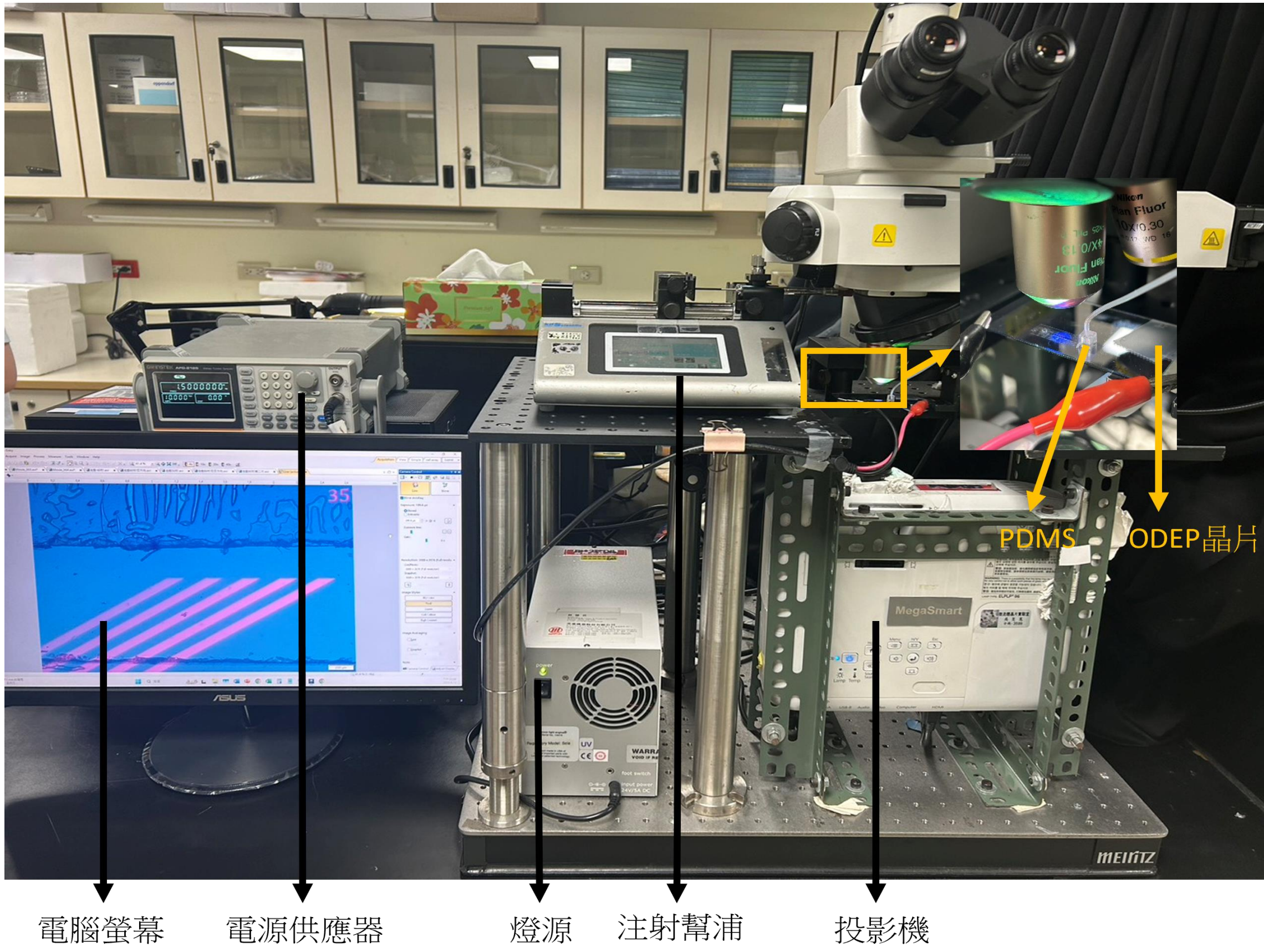
本實驗使用5.8、10.8和15.8 μm 三種不同大小的塑膠微粒。本實驗中背景溶液環境採用導電度6.0 $\mu\text{S}/\text{cm}$ 、0.05M的BSA溶液。實驗時均需將背景溶液注入微流體通道中，並於每次操作時將以一定流程將配置好的塑膠微粒溶液注入流道中操作實驗。

三. 光介電泳實驗操作

微流道的實驗操作是本實驗最主要的一步，將前述配置好的塑膠微粒注入晶片中，調整光圖形和溶液並以0.3 $\mu\text{L}/\text{min}$ 的體積流率來測試粒子光介電泳操作效果。



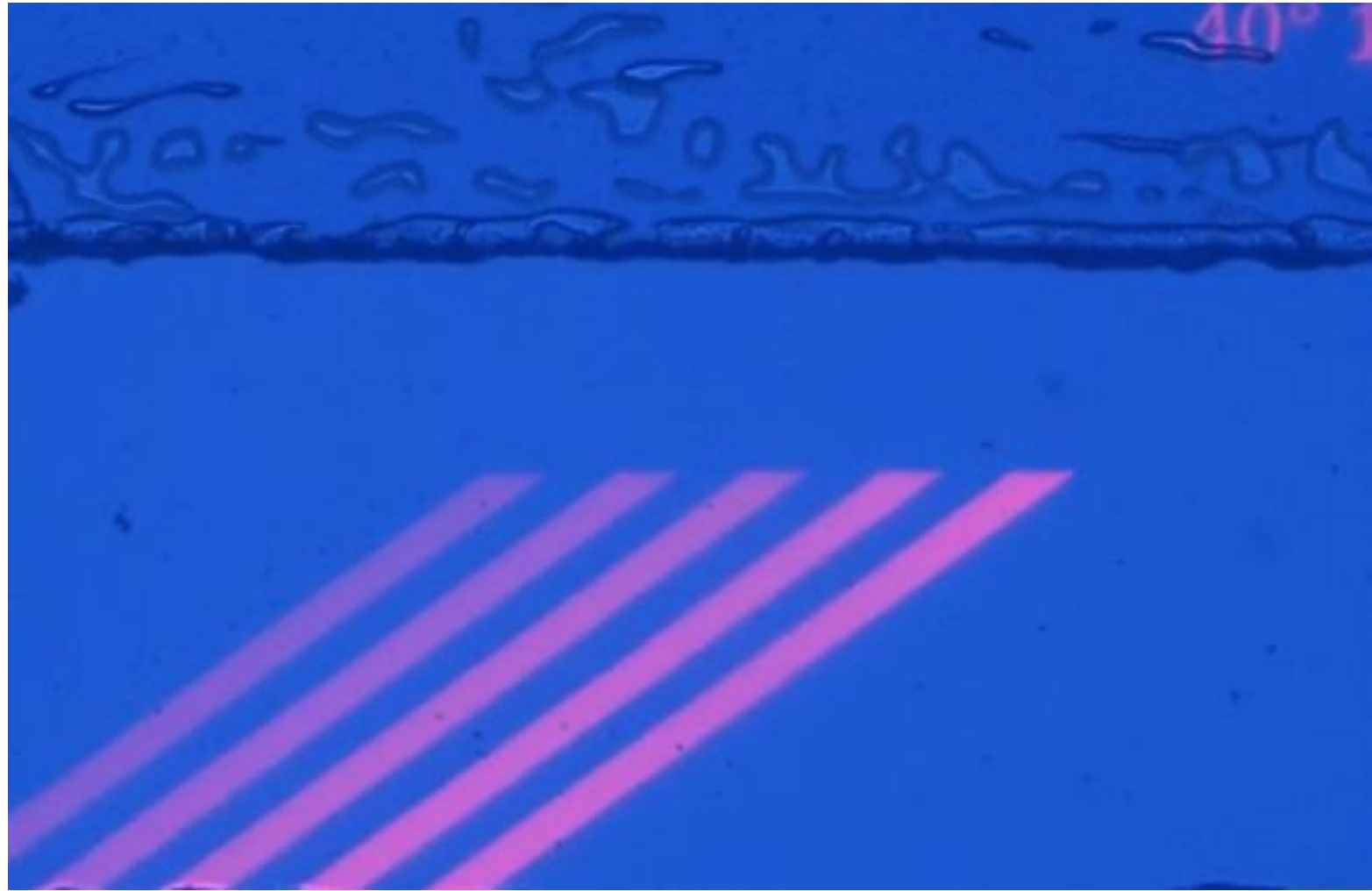
圖六 微流體實驗操作



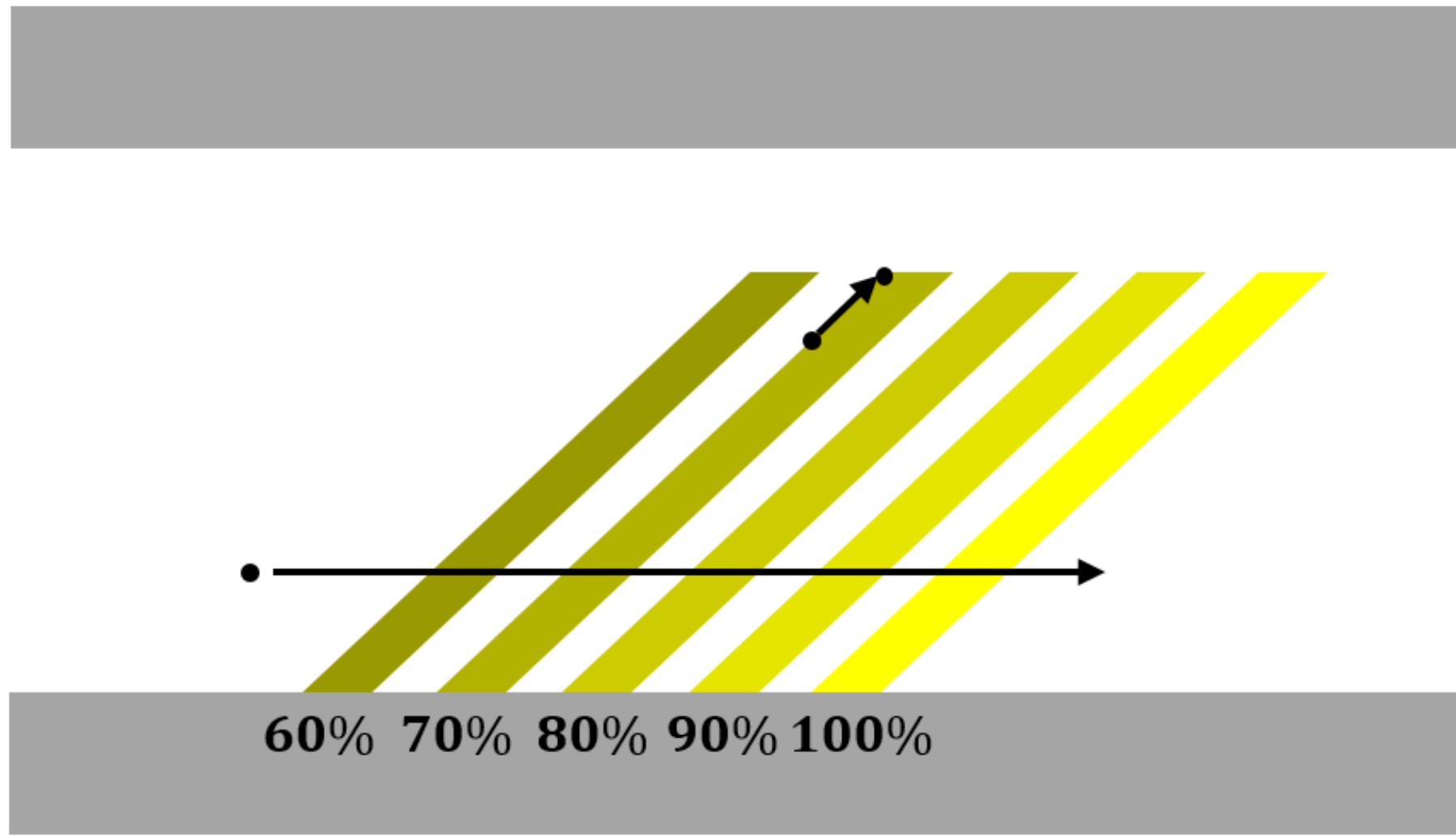
圖七 實驗裝置圖 (由作者親自拍攝與繪製)

四. 單層微流道晶片與ODEP光圖形設計

為了有效分離塑膠微粒，我們利用單層微流道晶片並設計多重光條測試每種大小的粒子會在什麼地方被攔截。在一個光圖形裡有5個光條，每個光條的強度從60%開始，由左到右每次增加10%，透過此方式找出使最多粒子通過的光條強度。因此可以藉由此實驗找出在每個角度下，三種不同大小的粒子分別會在什麼條件(光條角度、光強度)被光條攔截。



圖八 顯微鏡下的微流道操作環境 (由作者親自繪製)

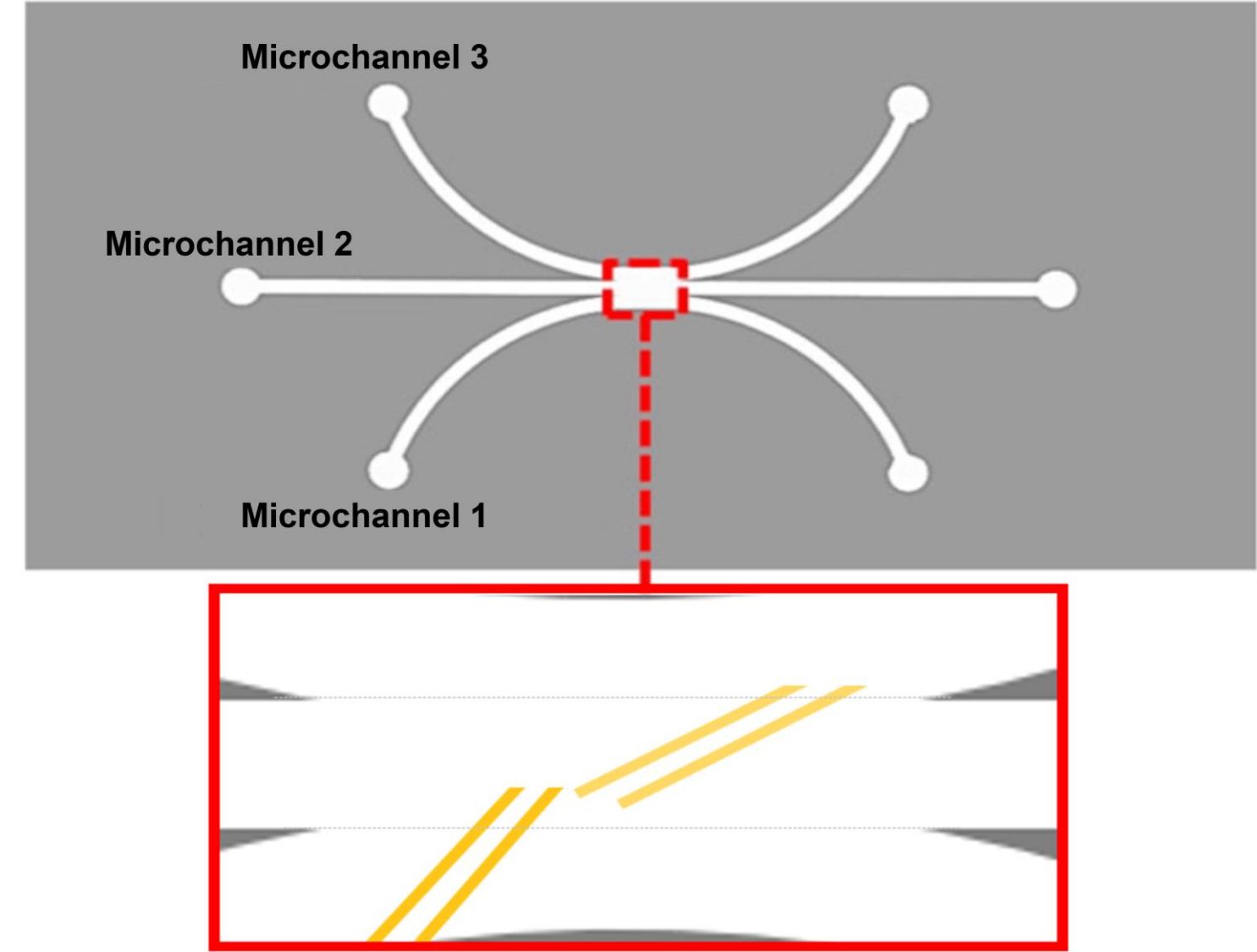


圖九 漸層光圖形設計 (由作者親自繪製)

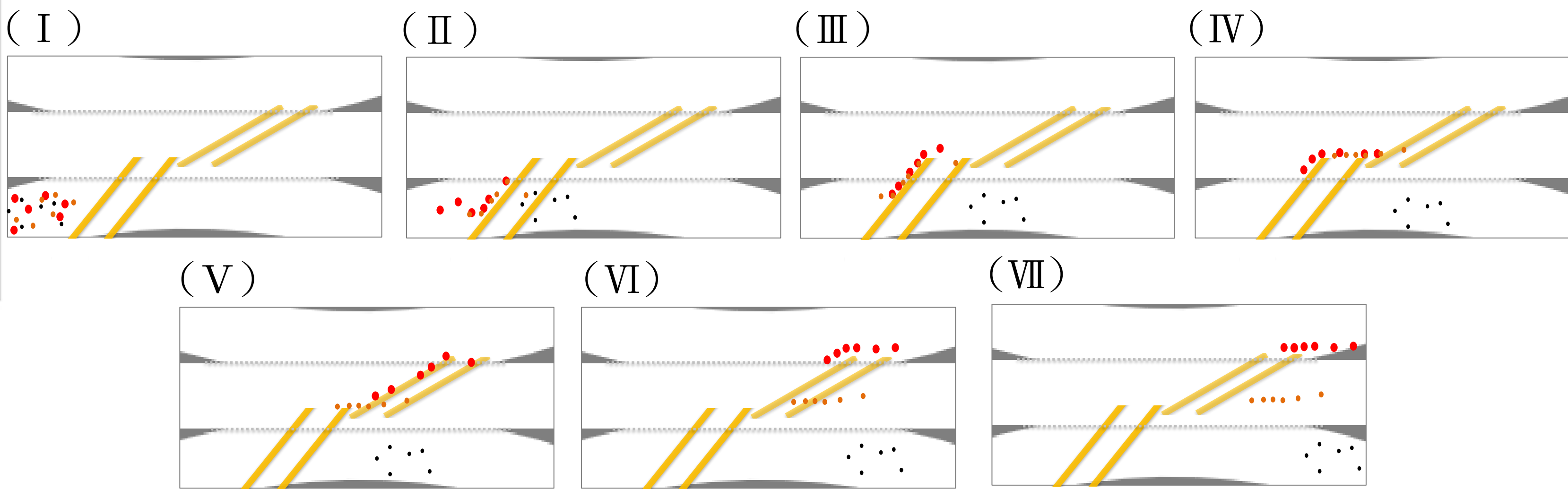
五. 三層微流道晶片與ODEP光圖形設計

在找出各種粒子會在什麼條件能被攔截之後，我們可以利用各種粒子適合光條的差異性來設計光圖形分離粒子。

為了能成功分離三種大小的粒子(5.8 μm 、10.8 μm 與15.8 μm)，我們使用有三層微流道的晶片並且在三微流道交會之處放置光圖形。如圖十所示，混合粒子會在微流道Ⅲ被注入並在中間的分離區利用兩種不同條件的光條分離粒子。



圖十 三層微流道晶片與分離區示意圖 (由作者親自繪製)

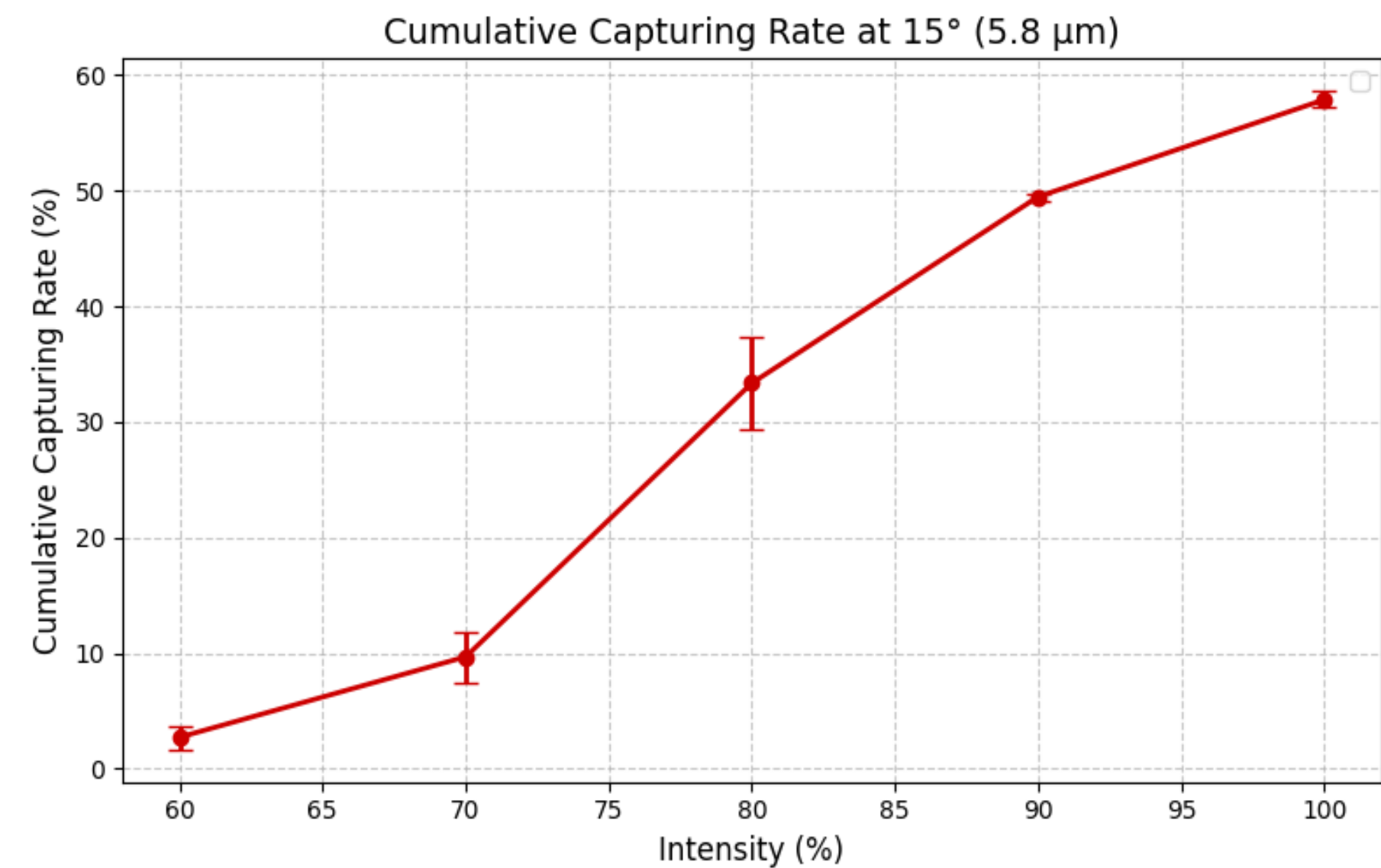


圖十一 (I ~ VII)分離三種粒子模擬圖

(由作者親自繪製)

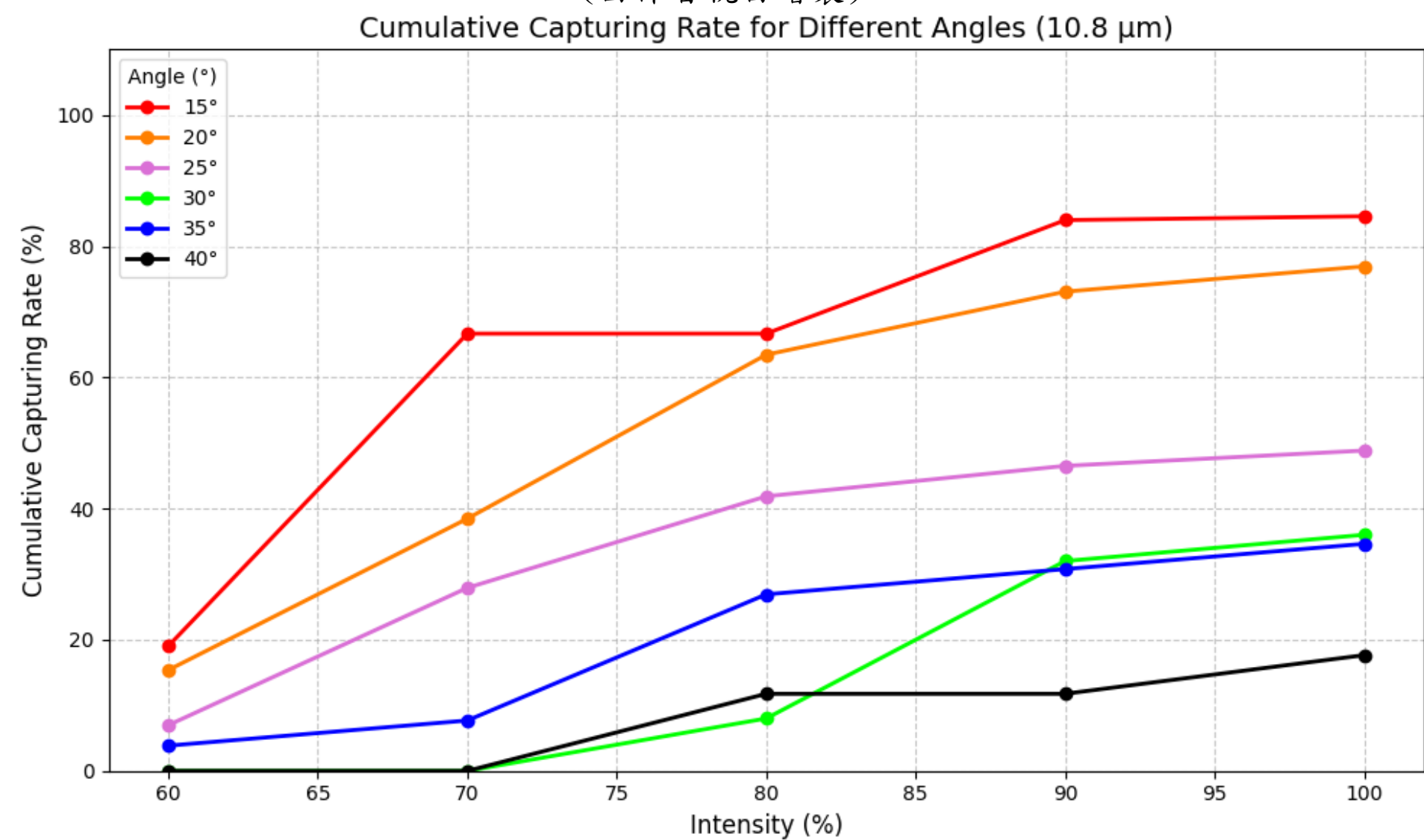
陸、實驗結果與討論

一. 5.8μm、10.8μm與15.8μm粒子實驗結果



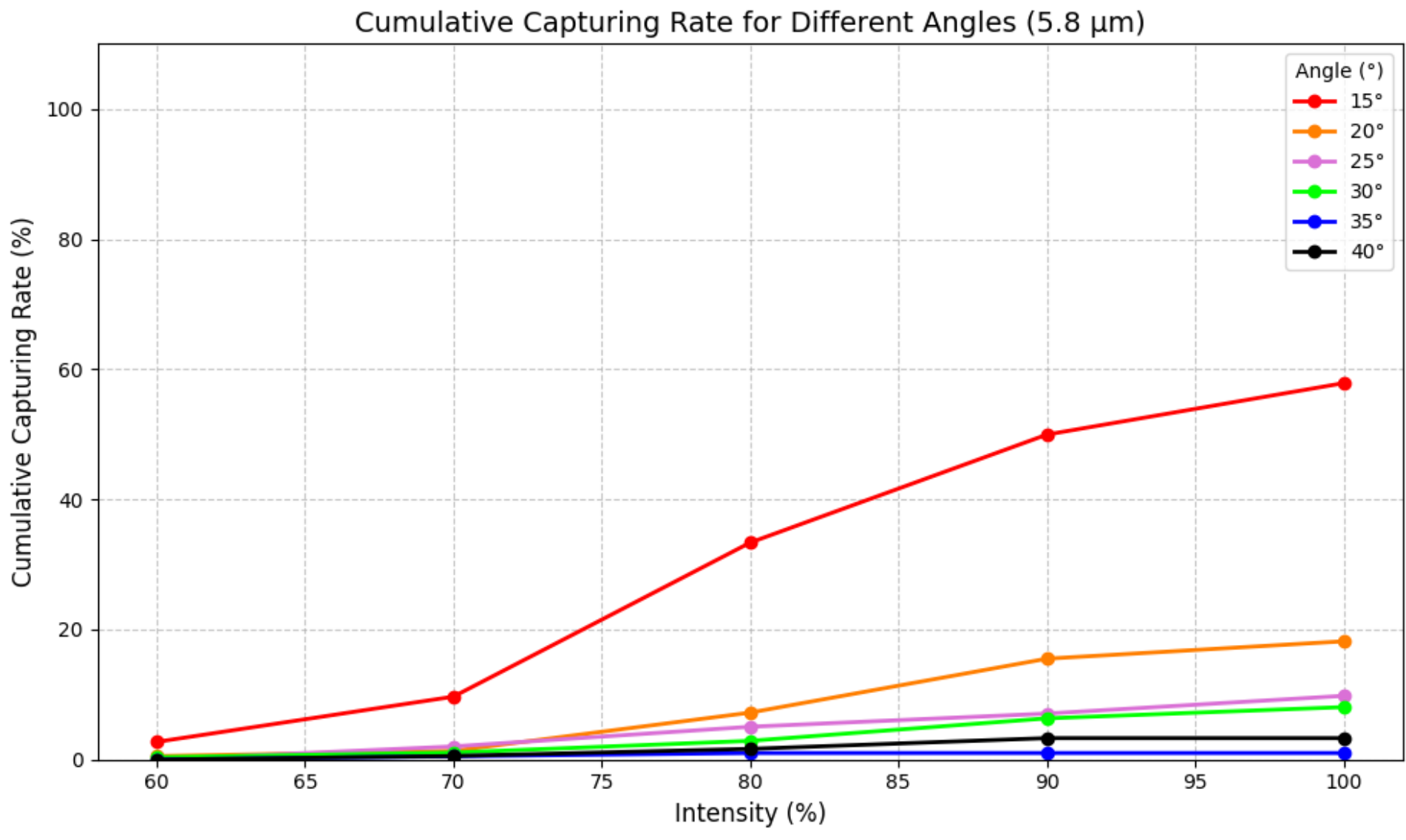
圖十二 5.8μm光條15度光強度100%累積總捕獲率

(由作者親自繪製)



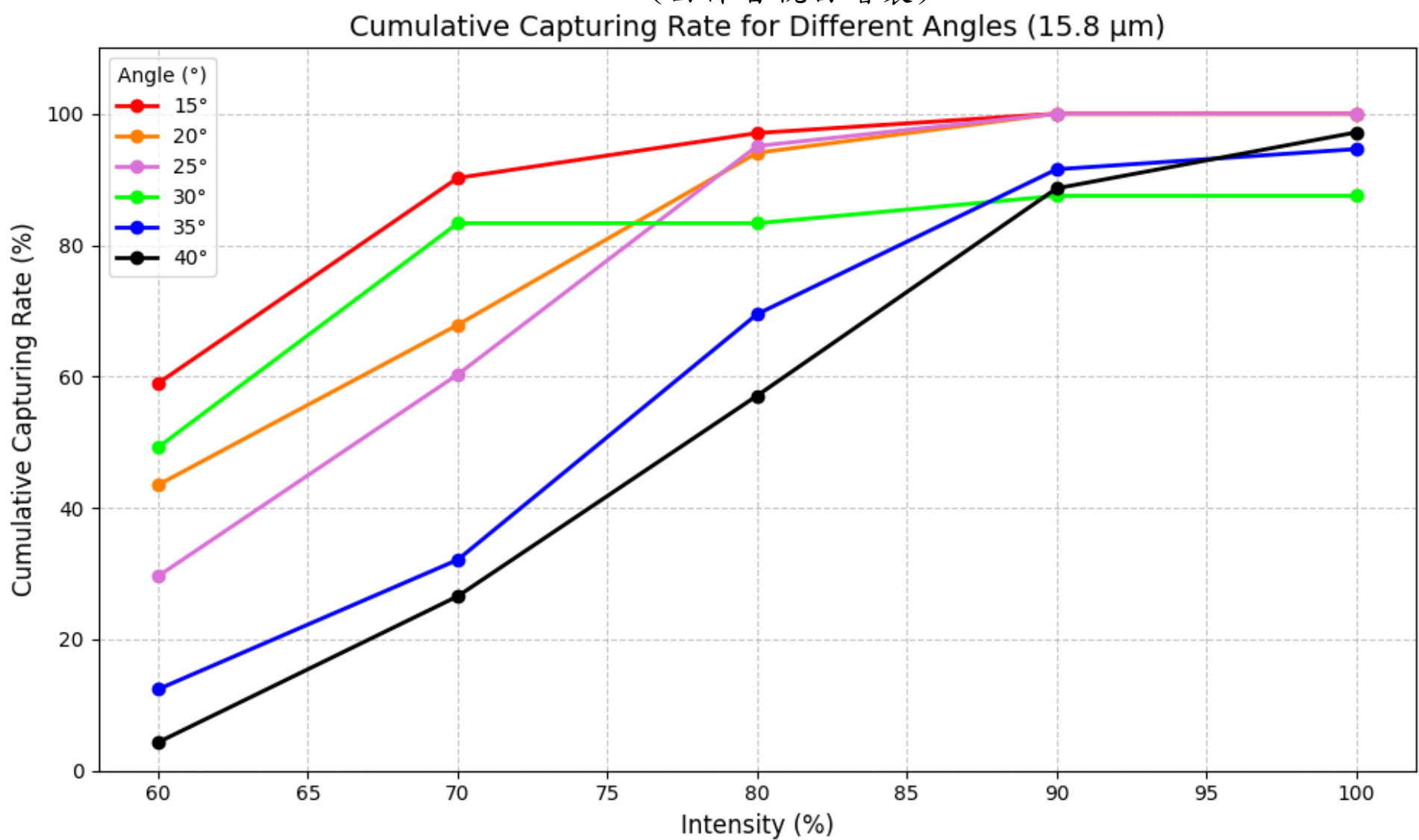
圖十四 10.8μm不同光條角度強度累積總捕獲率

(由作者親自繪製)



圖十三 5.8μm不同光條角度強度累積總捕獲率

(由作者親自繪製)



圖十五 15.8μm不同光條角度強度累積總捕獲率

(由作者親自繪製)

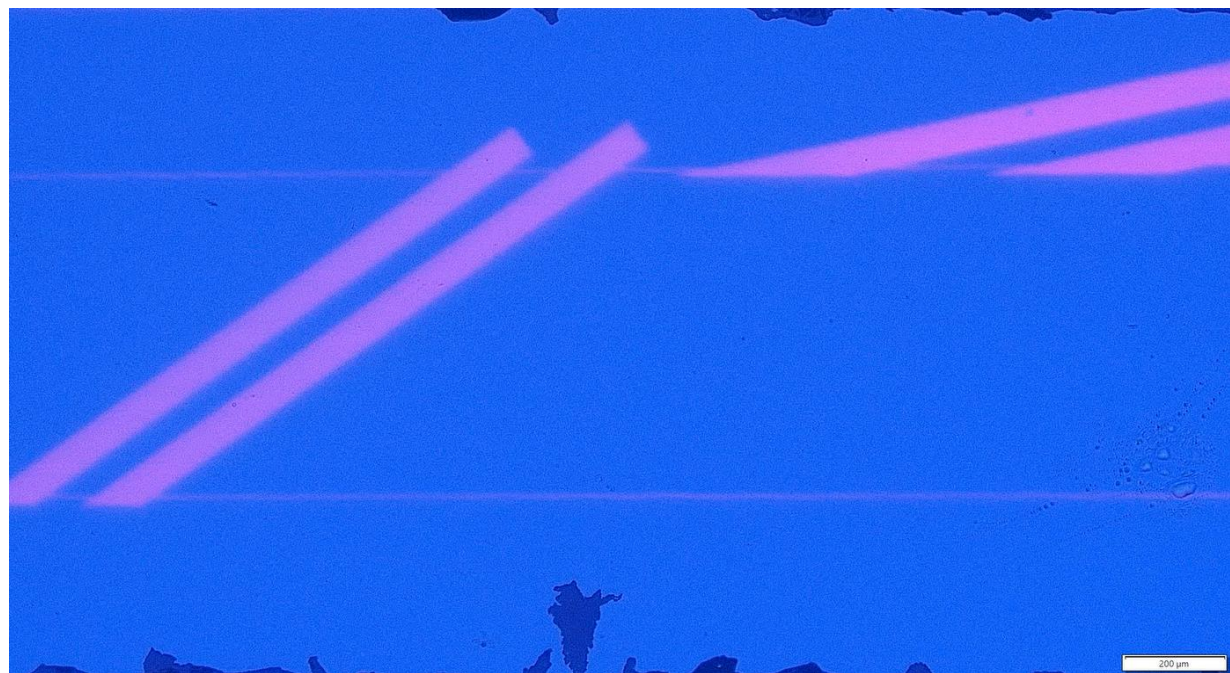
以圖十二為例，我們將5.8μm 粒子在通過15度光條時經過光強度的捕獲繪製成累積圖，並將同樣粒子大小，不同光條角度的實驗結果繪製成疊圖。由實驗結果圖我們可得知粒子捕獲率與光條角度呈負相關，並與粒子大小、光條強度呈正相關。此結果證實了理論公式，並可應用於分離粒子上。

二. 設計結合三層微流道晶片且分離三種不同大小塑膠微粒的光圖形

根據實驗一的結果可得知5.8μm與10.8μm粒子的累積捕獲率在光條角度20度、光強度100%時相差最大(約60%)；而10.8μm與15.8μm粒子則是在光條角度40度、光強度100%時相差最大(約80%)。

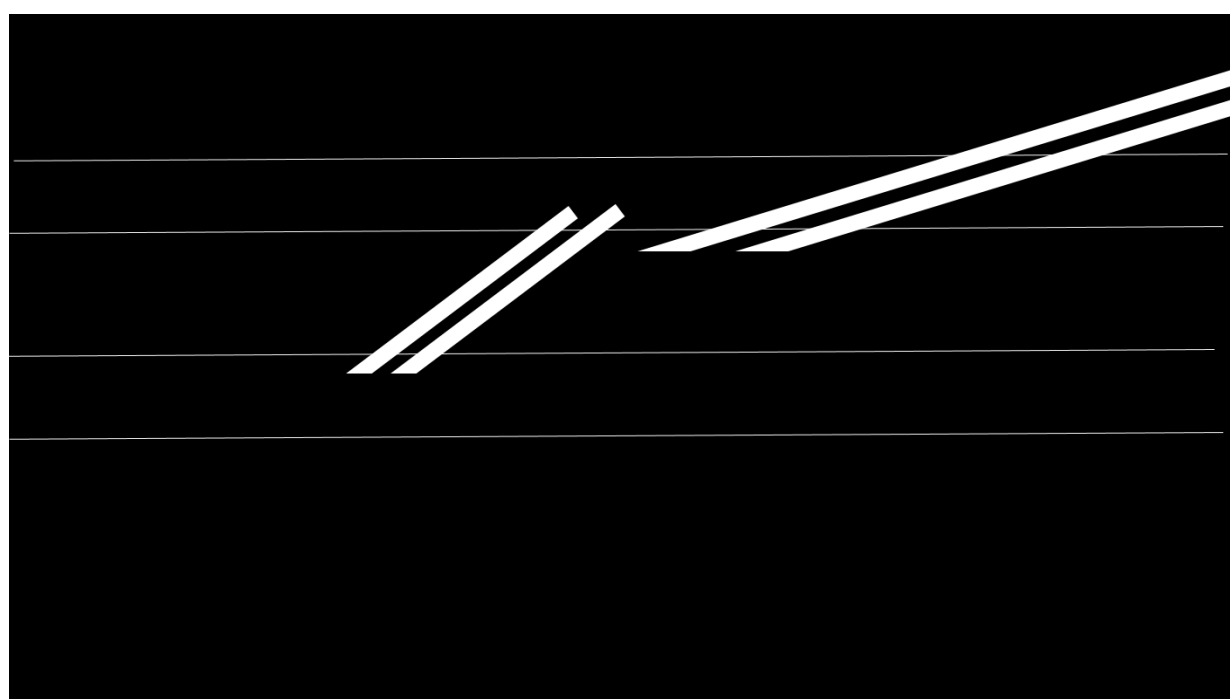
我們可以將中間分離區分成三個部分(如下圖所示)分別為微流道 I、II 和 III，在微流道 III 放光條角度20度、光強度100%的第一組光條；在微流道 II 放光條角度40度、光強度100%的光條。

當混合粒子從微流道 III 中注入時，5.8μm在第一組光條為光條角度20度、光強度100%條件下捕獲率與另兩種粒子相差甚大，因此會因無法被光條拖動而留在微流道 III，10.8、15.8μm粒子則會被拖曳至微流道 II；同樣道理，10.8μm粒子則會在第二組光條條件下和15.8μm粒子分離以完成實驗。



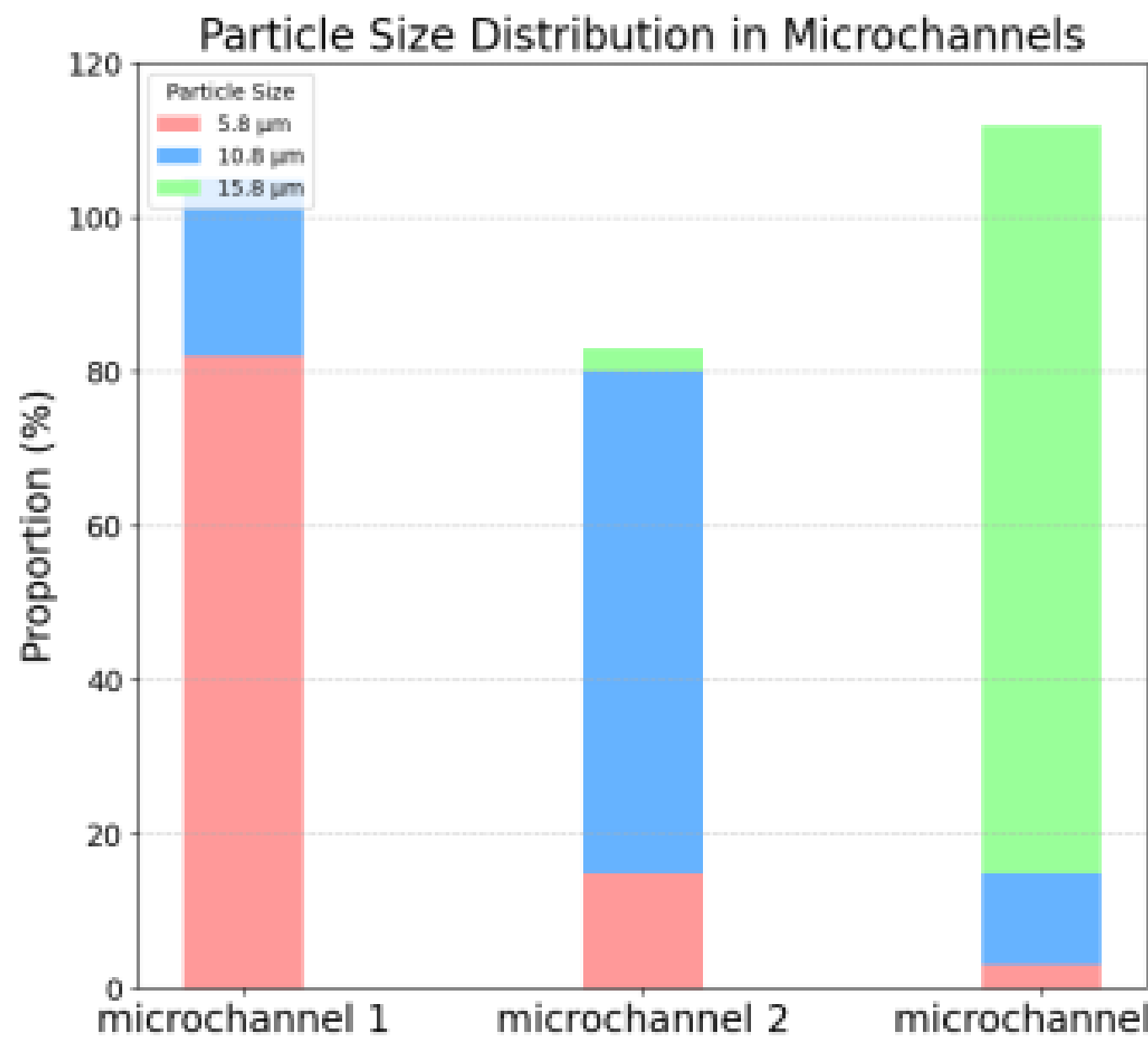
圖十六 顯微鏡下三層微流道晶片及光圖形

(由作者親自繪製)



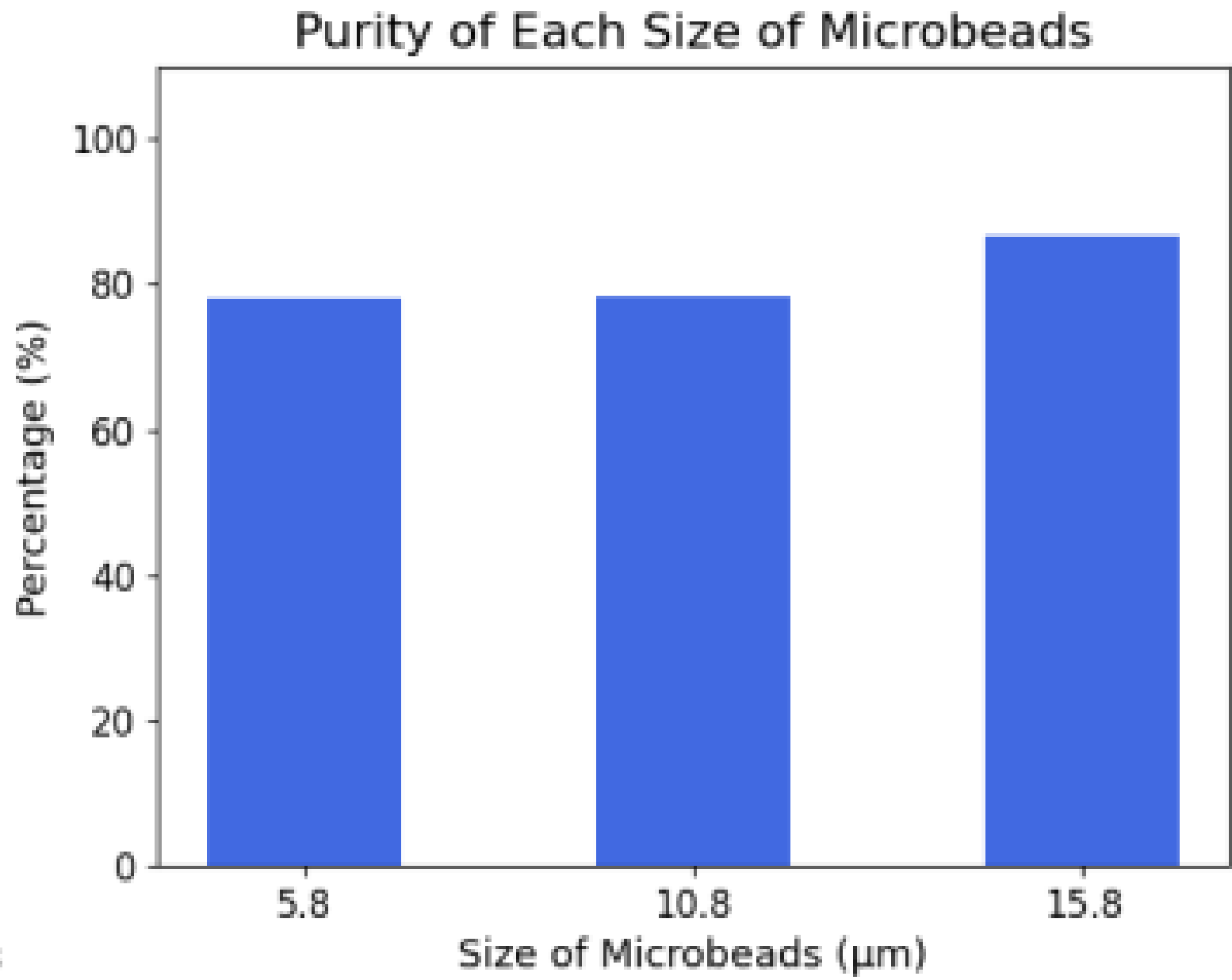
圖十七 三層微流道晶片及光圖形設計示意圖

(由作者親自繪製)



圖十八 5.8、10.8、15.8μm 粒子在微流道預期分布比例

(由作者親自繪製)



圖十九 5.8、10.8、15.8μm 粒子在微流道預期分離純度

(由作者親自繪製)

我們將實驗一的結果來推算出不同大小粒子在三層微流道中捕獲率之純度。以5.8μm 粒子舉例，理論上來說會於微流道I中被分離，這時候我們就會單純針對微流道I中所收集的粒子來分析分佈比例，而微流道I中捕獲率純度的定義就是5.8μm粒子的樣本（紅色部分）除以全部粒子樣本（紅色+藍色+綠色）的數據。若要探討10.8μm、15.8μm粒子在各別相對應的微流道捕獲率純度則是用同樣手法。而我們可以看到無論是5.8、10.8、15.8μm的粒子，捕獲率純度都是約落在80%這個數字。

(圖十六中的白直線和圖十七中的粉直線是為了標示出微流道的寬度，實驗時會刪除直線)

柒、結論與未來展望

一. 結論

5.8μm、10.8μm與15.8μm三種不同大小的粒子受到光圖形的影響皆不相同，因此我們利用此差異性結合三層微流道晶片並設計兩種不同光條(角度20度、光強度100%與角度40度、光強度100%)篩分三種粒子。同時根據實驗結果及圖表歸納出光條角度與粒子捕獲率呈負相關；粒子大小和光強度則與粒子捕獲率呈正相關。

二. 未來展望

以實驗驗證利用三層微流道晶片分離三種粒子大小的分離效率。期望套用於生醫領域，能夠利用光圖形將血液中的血球細胞和癌細胞(etc. 循環腫瘤細胞)分離，相較於其他技術具有高通量、高通過率且成本低的優勢。