

弧型微電極陣列設計之介電泳晶片應用於不同粒徑之粒子分離 DEP Chip with Arc-Shaped Microelectrodes Array for Separation of Different-size Particles



¹莊承鑫、¹陳育齊、¹陳祥慶、²徐佑銘、³王欽宏

¹南台科技大學奈米科技研究所 ²南台科技大學機電科技研究所

³工業技術研究南分院 微系統中心

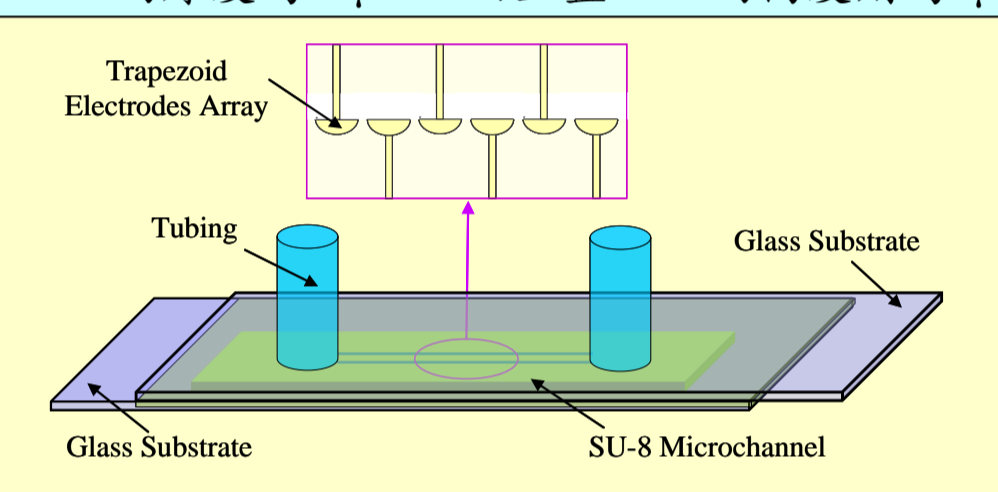
摘要

利用正、負介電泳的現象分離微粒子雖已被證實其可行性，但其分離效果必須建構在粒子間之介電性質相差甚大之條件下，且由於介電泳力乃一微小力量故必須降低流速以獲取較好的分離效果，使得產率較低。在2005年Sungyoung Choi與Je-Kyun Park提出，平面之梯型微電極陣列的設計，利用電場梯度變化產生垂直於微流管道方向的負介電泳力，因此不需依賴粒子間介電性質的差異，可在具有流速下僅依據顆粒大小來進行分離，但此法必須先排列各個粒子使其依序流入微電極陣列，且梯型微電極所能產生的負介電泳力範圍較小，故必須將粒子操作於微流管道的管壁附近，更增加微流管道設計上的困難。基於上述的缺點，本研究提出新型內凹式與外凸式弧型微電極陣列之介電泳晶片，以CFD-RC(CFD Research Corporation)商用軟體進行模擬，由模擬結果顯示，外凸式弧狀電極之設計，能使電場平方之梯度(VE²)於微流管道剖面方向不致呈現快速下降，以加大介電泳力作用的範圍以免除複雜的微流管道設計，並減少VE²於剖面方向的變化降低其對介電泳力的影響，使大、小粒子所受的介電泳力差異加劇，提升分離的效能。此外，本研究欲驗證此模擬結果，使用一般黃光微影製程技術在玻璃基板上製成弧型微電極陣列，利用圖案化的SU-8厚膜光阻製成微流管道結構，並再鑽孔玻璃基板塗上SU-8做為上蓋，且利用晶片接合的技術將SU-8與SU-8之鑽孔玻璃基板接合形成分離晶片，以負介電泳力(Negative Dielectrophoretic Force, Negative DEP)分離不同粒徑之粒子，實驗結果顯示，此電極設計能在交流頻率、電壓(100kHz; 10V_{pp})與流速(0.12ml/hr)作用下，可將16μm粒子移往弱電場方向，且粒子在受交流頻率電壓20秒後，在第九個電極陣列(距離為2,700μm)後，幾乎處在弱電場區域，未來可應用於不同大小的細胞分離，例如：血球細胞和癌細胞之分離。

研究方法

a. 數值模擬

本研究發展的介電泳晶片如圖(1)所示，上下基板為載玻片，弧型微電極陣列製作於下玻璃基板之上，微流道腔體(Flow Chamber)則由上下玻璃基板之SU-8熱壓成型，其中微流道腔體SU-8的厚度為40μm，而上蓋SU-8的高度則為5μm。

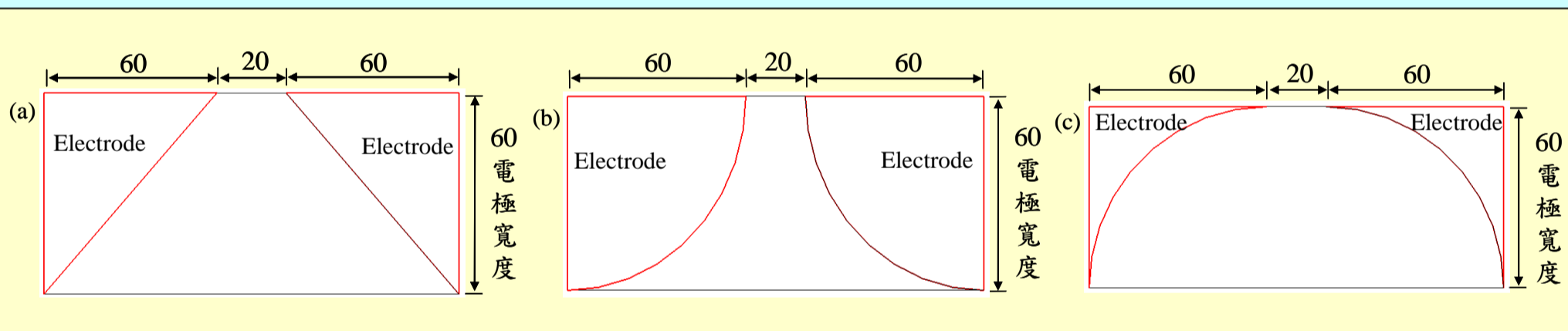


Properties	Medium	Au
Density	1000	19300
$\rho(\text{kgm}^{-3})$		
Viscosity	0.000892	-
$\mu(\text{kgm}^{-1}\text{sec}^{-1})$		
Conductivity	0.01	4.55E+7
$\sigma(\text{Sm}^{-1})$		
Permittivity	80×8.854e-12	6.9
$\epsilon(\text{Fm}^{-1})$		

圖(1) 介電泳粒子分離晶片(示意圖)

表(1) 模擬參數表

在邊界條件設定上給予左、右側電極值施加一交流電訊號頻率為100KHz，電壓為10V_{pp}。由於微電極陣列分佈，故無需將晶片整體模擬，為減少計算時間僅模擬電極與電極間距20μm之微結構陣列。其溶液與電極材料之參數可參考表(1)。

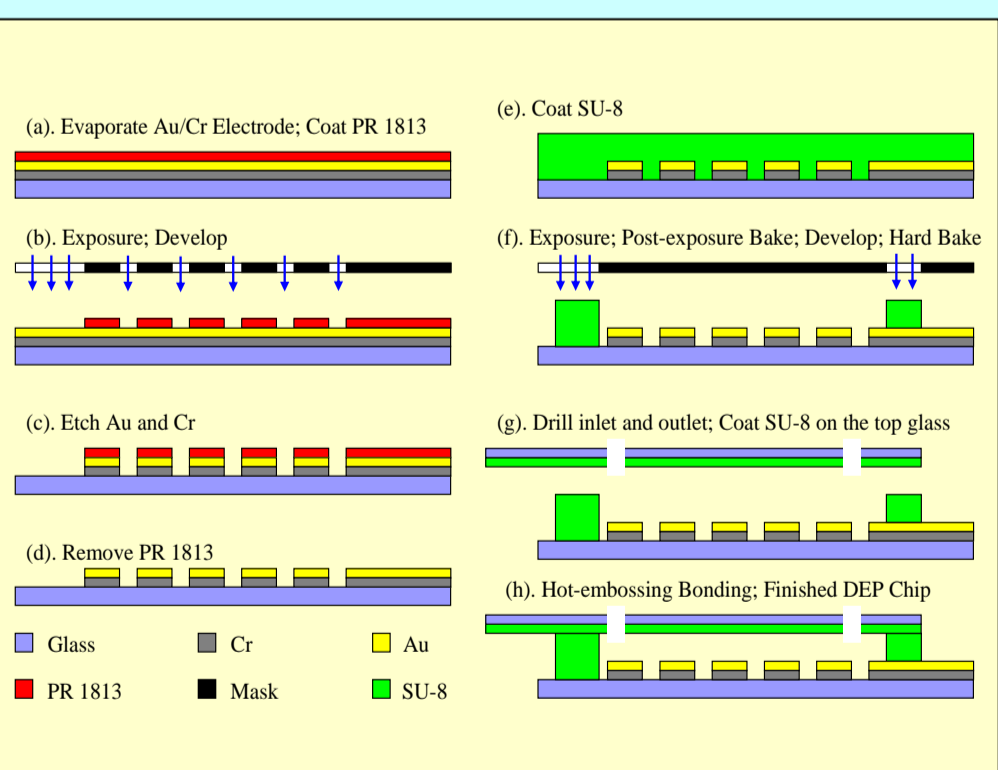


圖(2) 模擬電極之架構圖及尺寸設計(a) 梯型(b) 外凸式(c) 內凹式

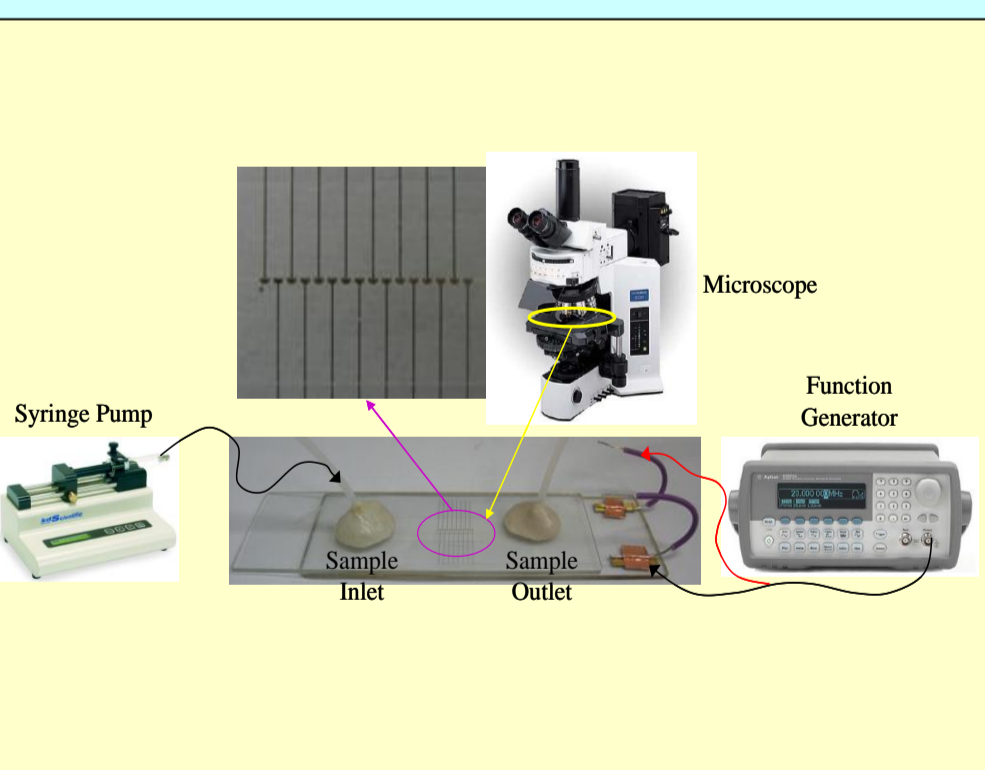
在電極形狀上分別設計了梯型、新型內凹式與外凸式弧型微電極之形狀來模擬，以梯型微電極之形狀為基礎，與內凹式和外凸式弧型微電極之形狀做比較，以驗證平面之新型弧型微電極陣列之效能優於梯型微電極陣列。而電極尺寸設計上，將三種形狀之電極尺寸固定，其長、寬分別為140μm和60μm，而電極與電極間之上、下間距都固定為20μm及140μm，如上圖(2)所示。

b. 晶片製作

本研究之晶片製作包括電極製作，SU-8厚膜光阻之微結構曝光顯影，以及晶片接合技術使流體腔體密封成形，其製作流程如圖(3)所示。



圖(3) 外凸式弧型微電極陣列之介電泳粒子分離晶片製作流程圖



圖(4) 外凸式弧型電極之粒子分離儀器架設圖

C. 實驗儀器之架設

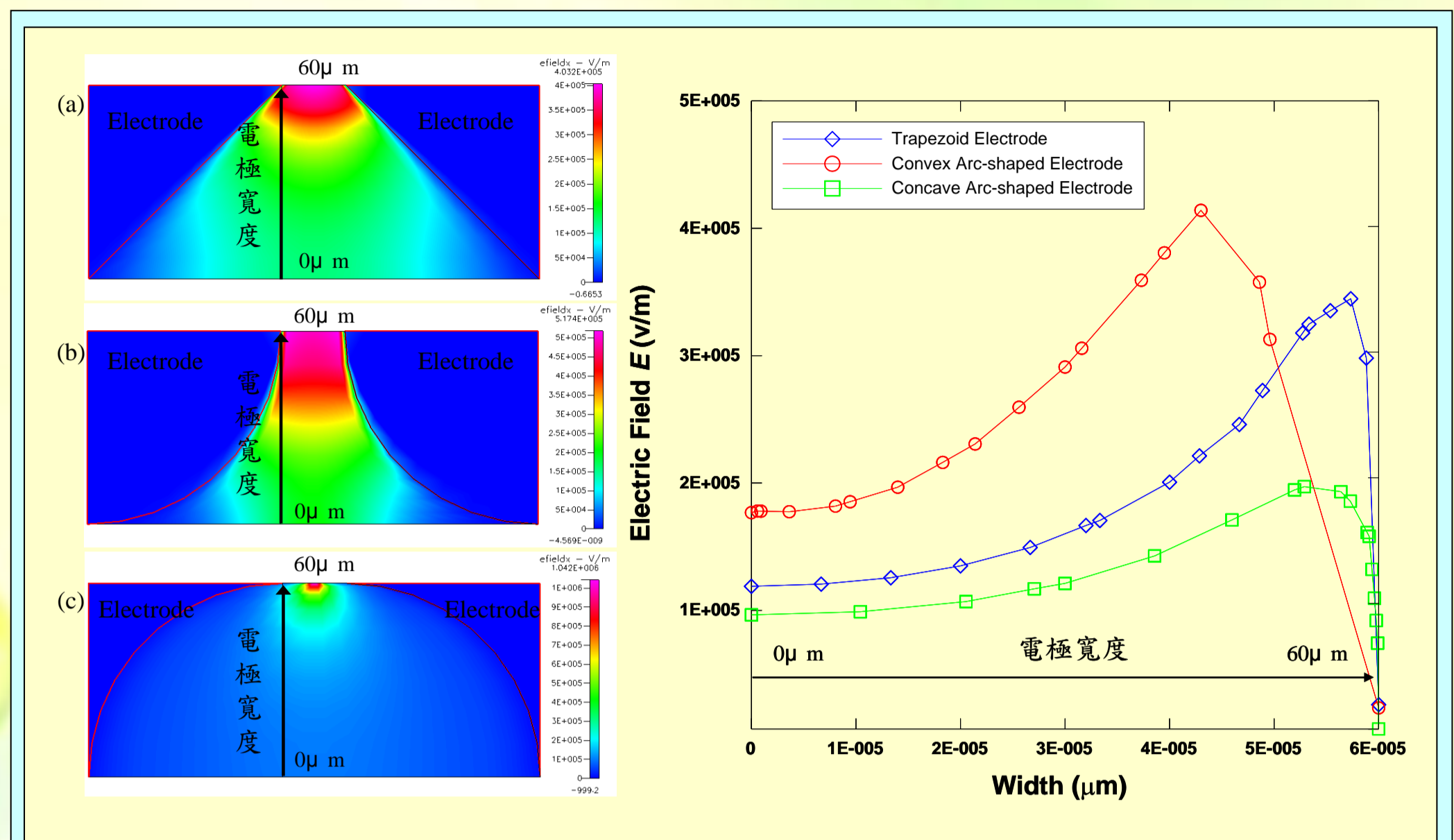
本實驗儀器使用目的有三個主要部分，第一為使用微注射幫浦(KDS-210, KD Scientific)去控制流體速度；第二部分為利用交流訊號產生器(33220A, Agilent)提供交流頻率與電壓來操控微粒子，經由頻率測試可得知微粒子受正負介電泳的頻率範圍，並搭配微量流速來達到微粒子的分離效果；最後，以生物光學顯微鏡(BX51, Olympus)來觀察微粒子受交流訊號與微量流速的即時動態，並以數位攝影機來記錄整個實驗過程，實驗儀器架設如圖(4)所示。

結果與討論

a. 電極之電場分析

由圖(5)電場模擬結果顯示，當不同形狀之電極與電極之間，以黑色線段來看電場模擬之分布範圍，可知當電極角度越小時，電極之電場值越大，但電場整體之分布影響範圍變小，所以從圖(5a)-(5c)三圖中做比較，可了解內凹式弧型微電極(Concave Arc-shaped Electrode)效果最差，而外凸式弧型微電極(Convex Arc-shaped Electrode)整體效果更優於梯型微電極(Trapezoid Electrode)。

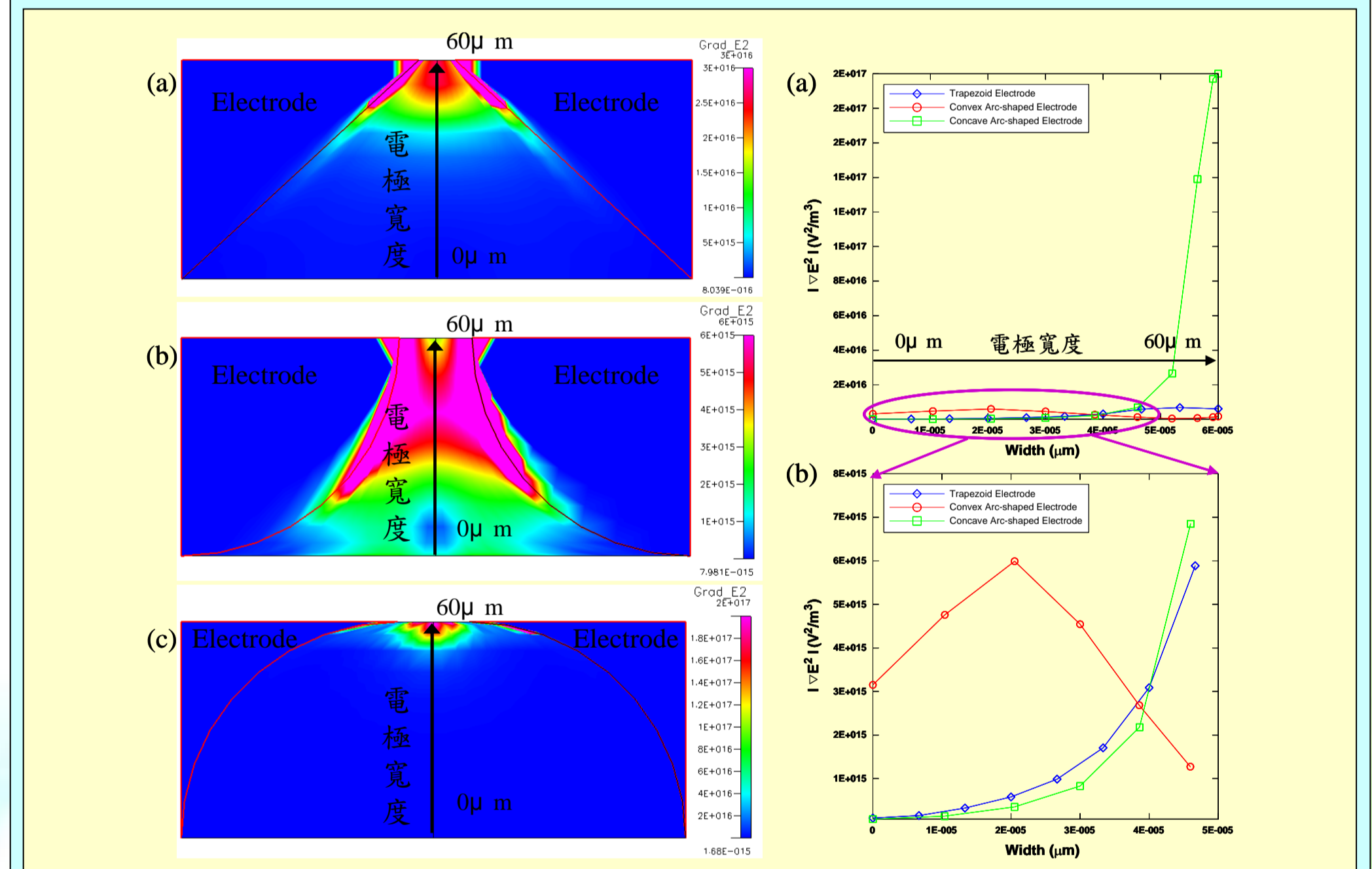
圖(6)為微電極平面電場分布曲線圖，圖表中橫座標為電極之寬度，縱座標為電極之電場值，而圖中各曲線為三種形狀之微電極，由圖(5)黑色線段來看，箭頭方向代表電極之寬度，範圍從0μm到60μm，並由曲線圖可證實平面電場之分布圖，外凸式弧型微電極在45μm有最高之電場值，比梯型微電極更早達到電場之最高值，整體趨勢也高於其他電極，其中內凹式弧型微電極整體落差太大效果最差。



圖(5) 平面電場分布圖(a) 梯型微電極(b) 外凸式弧型微電極(c) 內凹式弧型微電極
圖(6) 三種不同形狀之微電極平面電場分布曲線圖

b. 電場平方之梯度分析

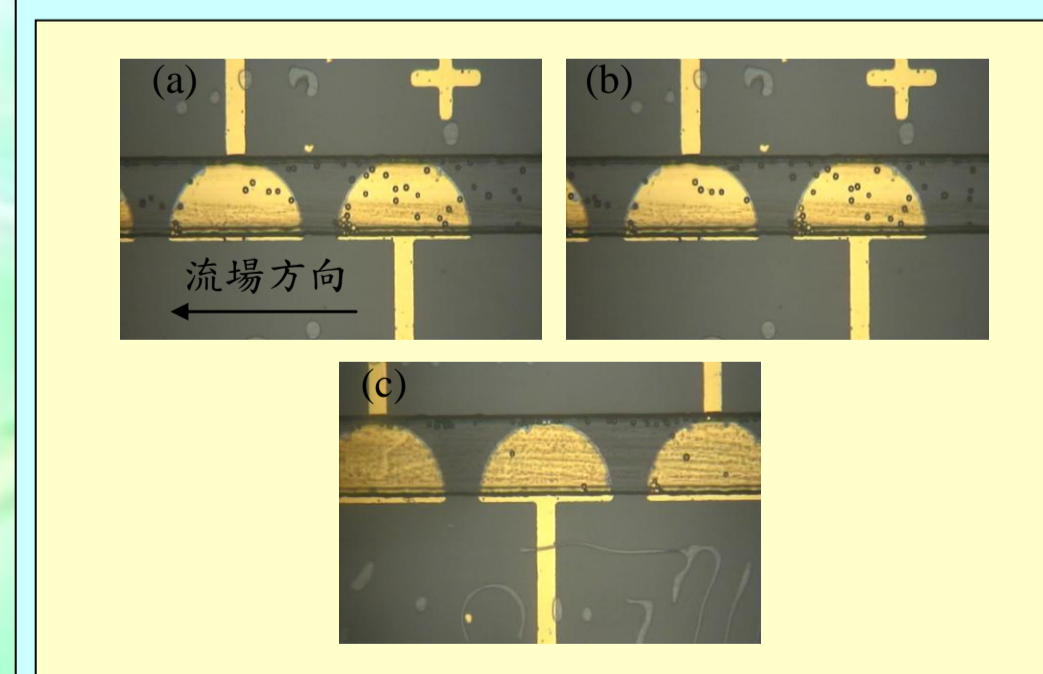
而電場整體趨勢範圍是受到電場平方之梯度(VE²)影響，由模擬結果顯示，外凸式弧型電極之設計，能使VE²於微流管道剖面方向不致呈現快速下降，以加大介電泳力作用的範圍以免除複雜的微流管道設計，並減少VE²於剖面方向的變化降低其對介電泳力的影響，使大、小粒子所受的介電泳力差異加劇，提升分離的效能。由圖(7)從黑色線段來看電場平方之梯度VE²之分布，可看出三種電極中，雖然內凹式弧型微電極和梯型電極之VE²值較高，但整體對微流管道之腔體影響過小，並由圖(8)之曲線圖可驗證出，雖然外凸式弧型電極在電極寬度底端(0μm)和頂端(50μm)，VE²有降低之趨勢，並且VE²之最高值低於梯型和內凹式弧型電極，但在曲線圖中可知，當在電極寬度1μm到45μm之間，VE²作用的範圍高於其他電極，並能使VE²於微流管道剖面方向不致呈現快速下降。



圖(7) 電場平方之梯度(VE²)之分布圖(a) 梯型(b) 外凸式弧型(c) 內凹式弧型
圖(8) 三種不同形狀之微電極平面電場平方梯度分布曲線圖(a) 曲線寬度為0-60μm (b) 曲線寬度為0-50μm

C. 電場平方之梯度分析

本研究選用16μm乳膠粒子做為實驗樣本，將粒子倒入3c.c的去離子水內，其溶液混合粒子所量測出來的導電度值為8μS/cm，將樣本溶液藉由注射針筒注入腔體內，然後以注射幫浦施予微量流速(0.2ml/hr)，經過5分鐘後，粒子速度將呈現穩定狀態，如圖(9a)所示，此時可開啟交流頻率與電壓，分別為100kHz與10V_{pp}，經過1秒後粒子會在第2個電極位置開始往弱電場區域移動，如圖(9b)所示；再經過約20秒，粒子在第9個電極位置後幾乎會在弱電場區域，如圖(9c)所示。



圖(9) 16μm粒子於外凸式弧型電極陣列中受制交流頻率電壓作用下，粒子會往弱電場強度區域移動(a) 粒子於流場中穩定流動(b) 1秒後，粒子於第2個電極位置上開始移動(c) 約20秒後，粒子於第9個電極位置後幾乎在弱電場區域

結論

本研究設計一種新型外凸式弧型微電極陣列，使能更有效地分離不同粒徑的微粒，且透過CFD-RC模擬軟體分析介電泳晶片，瞭解電場平方之梯度(VE²)於微流管道剖面方向不致呈現快速下降，以加大介電泳力作用的範圍。在粒子實驗部分，我們已成功使用16μm之大尺寸乳膠粒子於本研究之介電泳晶片進行操控測試，得知粒子受交流頻率電壓作用(100kHz、10V_{pp})下，約20秒後，粒子會在第9個電極後幾乎處於最弱電場區域，後續會將不同尺寸之乳膠粒子，同時在此晶片進行分離，以完成能清楚地分辨出不同粒徑之粒子，因此未來的實驗目標，將以此方向去研究並改良晶片之微流管道，以達成以簡單之平面電極，就能更有效的進行分離，並希望能將此外凸式弧型微電極陣列之介電泳晶片運用到不同尺寸之細胞分離上。

誌謝

感謝工研院研究計畫的補助(A-3)與國家高速網路、計算中心以及南台科技大學SEM實驗室、光電半導體中心的協助。