

# 第一章 緒論

## 1.1 毛細管電泳之發展歷史

背景緩衝溶液中的帶電粒子在外加電場作用下，以不同的電淌度向兩極遷移而達分離的過程，稱作電泳。此技術發展至今已有一百年歷史，在化學及生化領域上是一種非常重要的技術。1897年，Kohlrausch首先提出了帶電粒子在外加電場下的遷移方程式[1]。到1937年，瑞典科學家Aren Tiselius首次成功利用電泳技術分離人體血清中之 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 球蛋白[2]，開啟了電泳的發展性，Tiselius並因此項在分離方面的貢獻，在1948年獲得了諾貝爾化學獎。Tiselius所進行的分離是在自由溶液下操作的，但自由溶液溶液產生熱擴散及對流的問題，使得譜帶變寬，分離效果不佳[3]，故而電泳研究朝向流動性較差的凝膠介質來進行，以其降低熱對流，分離原理為利用凝膠介質形成的孔隙來篩分(sieving)樣品，以凝膠板或凝膠管方式進行，分子的大小作為分離的依據，這樣的技術適合分子量較大的樣品，如生物分子蛋白質或DNA。雖然平板凝膠電泳是最廣泛的分離技術之一，但其製備繁瑣而且散熱較差，所施於的電場相對較小，以致分離所需要的時間需要數小時甚至一天，降低分離效率。到了1967年，這些問題慢慢獲得改善，Hjerten使用內徑為3 mm之石英管柱取代傳統管柱來改善散熱效率[4]，使期能在高電場下進行自由溶液的區帶電泳實驗，並發現以管柱繞軸自轉能降低熱對流所產生之區帶擴散影響。而使用較細的毛細管可有效加快焦耳熱的散失，及減少毛細管兩側散熱之速度差異。1974年，Virtenen和Mikkers以內徑200-500  $\mu\text{m}$ 的玻璃毛細管進行電泳，並在十分鐘內分離十六種陰離子[5,6]，此實驗發現使用較細的毛細管可以提升分離效果，但此時仍受限於靈敏度不夠及毛細管內徑仍太大而無法在高壓下進行快速分離的問題。直到1981年，Jorgenson及Lukaes設計出75  $\mu\text{m}$ 的毛細管，成功進行氨基酸衍生物

的分離[7,8]，並以螢光的方法進行偵測，靈敏度及電滲透流的問題一併解決，而且因毛細管內徑小，散熱效果佳，故可在極高的電場下進行分離，分離效率可達數百萬理論板數至此毛細管電泳技術成為一實用性的分離技術，並開始發展毛細管電泳的分離模式，包括毛細管區帶電泳等六種分離模式。近年來有將電泳系統發展於微晶片上進行分離的研究，利用線壓法或是蝕刻技術在晶片上製作微小流道，於其上進行電泳分離，其特點為分析時間短、樣品需求量更低、多重性設計容易等，未來發展趨勢為將實驗所有流程在一個晶片上完成(Lab on a chip)[9,10]。

毛細管凝膠電泳和傳統的平板電泳相同，即是利用凝膠介質的篩分機制在毛細管中進行電泳分離的技術。比起傳統的平板凝膠電泳耗時多、製備繁瑣、分析效能不佳等缺點，毛細管凝膠電泳具有速度快、解析度佳、靈敏度高、所需樣品量少以及自動化操作容易等優點。傳統平板凝膠電泳所用的介質以交聯性的聚丙烯醯胺(crosslinked polyacrylamide, CPA)為主，毛細管凝膠電泳發展後仍沿用交聯性的聚丙烯醯胺，但由於黏度過高，無法以壓力的方式將之推入毛細管中，所以只能在毛細管中進行聚合反應，但聚合反應會產生凝膠體積變化、熱效應、氣泡產生等問題，製備不易，且在毛細管中亦無法確定聚合反應是否完全，因此造成製備成的毛細管再現性不佳，壽命也不長，為此研究者開始尋找其它可代替的凝膠介質或可形成篩孔的聚合物溶液。1989年，Zhu 以及 Colbum 分別使用非交聯性的線性聚合物溶液作為篩分的介質，成功的分離 DNA 片段[11,12]，由於線性聚合物比起交聯性聚合物，其黏度大大降低，能以壓力將之推入到毛細管中，不需在毛細管中進行聚合，使得毛細管的製備容易許多，壽命也提升了不少，而聚合物溶液在管外進行聚合，聚合程度可大致維持一樣，使得再現性提高，所以現今使用的介質均以線性的聚合物為主，包括線性聚丙烯醯胺(linear polyacrylamide, LPAA)[13,14]、聚環氧乙烷

(poly[ethylene oxide], PEO)[15,16]、瓊脂膠(agarose)[17]、各種纖維素(cellulose)衍生物[18-20]、聚乙烯醇(polyvinyl alcohol)[21]等等。

目前毛細管凝膠電泳主要應用於分離生物樣品方面，包含蛋白質及 DNA，近年來，藉由毛細管凝膠電泳優異的解析能力也應用在分離多種寡糖、多糖，也有豐富的成果。

## 1.2 毛細管電泳的裝置與原理

### 1.2.1 儀器裝置

毛細管電泳的裝置如圖(1-1)所示。由高電壓供給器、白金電極、毛細管、緩衝溶液、偵測器、訊號處理器等部份組成。實驗操作時，先將待測物任選壓力注入法、電壓注入法或虹吸法注入毛細管，再將毛細管兩端分別插入緩衝溶液槽中，打開高電壓供給器，此時同在緩衝溶液槽中的白金電極，會給予毛細管兩端一正一負的電位差，於是毛細管中的分析物可依本身電性產生移動，電滲流則會趨使所有分析物依序向偵測窗口移動，數據處理器再將偵測到的訊號處理成電泳層析圖。

### 1.2.2 電泳原理

毛細管電泳分離原理是利用分析物在毛細管柱中隨著溶在緩衝溶液中，解離成帶不同電性、電荷數的離子，在外加電場的作用下，依分析物本身不同的電泳速率形成不同的移動速度而達到分離的目的。電泳速率的公式如下：

$$v_e = \mu_e E = \frac{\mu_e V}{L} \quad (1)$$

$v_e$ : 電泳移動速度(electrophoretic velocity of an analyte)

$\mu_e$ : 分析物之移動率(electrophoretic mobility of an analyte)

$E$ : 電場強度(electric field strength)

V :外加電場(voltage)

L :毛細管長度(full length of a capillary)

熔融矽毛細管內壁是由 Si-OH 所構成，當緩衝溶液的 pH>2 時，會使毛細管內壁因解離而帶有負電荷(Si-O<sup>-</sup>)，內壁所帶的負電荷因電性相吸的原理，會將緩衝溶液的正電離子吸引至管壁，因而使得靠近管壁的溶液形成了電雙層(Electrical double layer)。電雙層是由固定層(stern layer)與擴散層(diffuse layer)所組成，固定層為帶正電荷的一層最接近毛細管內壁，擴散層則是在固定層的外層，由於溶液中的固定層到擴散層中的電荷是成不均勻分佈，所以從電雙層到溶液間會有一電位差產生，此電位稱之為則塔(Zeta)電位。當在毛細管兩端施加高壓電位時，擴散層的正離子受到電場(Electronic field, E)的作用而帶著水合離子往負極移動，因而帶動溶液的流動，造成了平板流式的電滲流(Electro-osmotic flow, EOF)，而非如高效能液相層析法由壓力驅動所產生的拋物線流，這也是電泳分離的理論板數較高的原因。由 von Smoluchowski 所導出的公式(2)可看出電滲流的移動速度與電場強度成正比，並與介電常數、則塔電位及溶液黏度相關：

$$v_{eo} = \mu_{eo} E = \frac{\varepsilon \varepsilon_0 \zeta E}{\eta} \quad (2)$$

$v_{eo}$  : 電滲流速速度(velocity of electroosmotic flow)

$\mu_{eo}$  : 電滲流移動率(mobility of electroosmotic flow)

E : 電場強度(electric field strength)

$\varepsilon$  : 介質的介電常數(dielectric constant of medium)

$\varepsilon_0$  : 真空中電穿透度(electrical permittivity of free space)

$\zeta$  : 則塔電位(zeta potential)

$\eta$  : 介質的黏度(viscosity of medium)



綜合上述兩個公式可知，分析物在毛細管中的移動速度，必須考慮分析物本身電泳的速度和電滲流的影響，才能得到分析物的淨移動速度，可表示為公式(3)。

$$v = \frac{L_{eff}}{T} = (\mu_e + \mu_{eo})E = \mu_{eff}E = \mu_{eff} \frac{V}{L} \quad (3)$$

$v$ ：分析物移動速度(velocity of an analyte)

$L_{eff}$ ：毛細管有效管長(effective length of a capillary tube)

$T$ ：分析物之移動時間(migration time of an analyte)

$\mu_e$ ：分析物電泳速率(electrophoretic mobility of an analyte)

$\mu_{eo}$ ：電滲流移動率(mobility of electroosmotic flow)

$\mu_{eff}$ ：分析物的有效移動率(effective mobility of an analyte)

$V$ ：施加之電壓(applied voltage)

$L$ ：管柱全長(full length of a capillary)

正電荷、負電荷及中性物質之移動速度的差異如圖(1-2)所示。然而，由於分析物本身結構的多樣化及本身性質各異，研究者為因應各種分析目的，陸續發展出不同的毛細管電泳分離模式，其中以毛細管區間電泳及微胞電動層析應用最為廣泛。

### 1.3 分離效率

毛細管電泳與一般之層析技術一樣，以理論板數(N)與解析度(Rs)來當作指標：

$$N = (\mu_e + \mu_{eo}) VL_{eff} / 2DL \quad (4)$$

$\mu_e$ ：分析物電泳速率(electrophoretic mobility of an analyte)

$\mu_{eo}$ ：電滲流移動率(mobility of electroosmotic flow)

V：施加之電壓(applied voltage)

$L_{\text{eff}}$ ：毛細管有效管長(effective length of a capillary tube)

D：分析物在溶液中的擴散係數(diffusion coefficient)

L：管柱全長(full length of a capillary)

分離效率通常以理論板數或理論板高表示，板數越多或板高越薄意味著分離效率越好。由上可知理論板數正比於分離電壓，然而，隨著電壓的增加，焦耳熱、擴散係數及遷移率也會跟著改變，因此，理論板數與電壓之間所存在的並不只是簡單的正比關係。

$$R_s = 0.25(\Delta \mu_{\text{ep}} / \mu_{\text{mig}}) N^{1/2} = 0.177 \times \Delta \mu_{\text{ep}} \times (V / D \mu_{\text{mig}})^{1/2} \quad (5)$$

$\Delta \mu_{\text{ep}}$ ：相鄰兩分析物遷移率之差

$\mu_{\text{mig}}$ ：相鄰兩分析物遷移率之平均值

D：相鄰兩分析物擴散常數之平均值

由式(5)可知，實驗時可藉由調整分離電壓、電解質溶液 pH 值等參數，改變分析物的遷移速率及理論板數來改善解析度。

#### 1.4 毛細管電泳的分離模式

毛細管電泳發展至今已發展出許多不同的分離模式，不同的分離模式其分離機制也不盡相同，下述為六種目前已發展成熟的分離模式：

##### 毛細管區間電泳(capillary zone electrophoresis, CZE)

毛細管區間電泳是毛細管電泳中最基本的分離模式，除了正負離子受電場作用而移動，毛細管管柱亦提供了電滲流來推動分析物，當

有效移動率不同時可以達到分離效果，稱為毛細管區間電泳。而在此分離模式下中性物質移動速度和電滲流一致，因而無法達到分離此類分析物的目的，因此需要利用其他類型之電泳模式。

#### 微胞電動層析(Micellar Electrokinetic Chromatography, MEKC)

在 1984 年由 Terabe[22,23]提出，是一種能同時分離中性和帶電性分析物的電泳技術。微胞在緩衝溶液中的濃度若大於臨界微胞濃度(critical micelle concentration, CMC)時，界面活性劑的單體便會形成微胞，微胞的內部為疏水性，因此中性分析物在受電場作用而移動過程中會依據本身親水性或疏水性之強弱差異，與溶液中之微胞產生分配(partition)作用，藉此造成分析物移動率的差異而分離。此分離模式除了對不解離的中性分析物外，對於可解離而電荷/質量比值相近的物質，亦可依據分子的疏水性及親水性有強弱差異時進行分離。

界面活性劑分為離子型和非離子型(如 Brij35)，其中離子型又可區分為陽離子性(如 Dodecyltrimethyl-ammonium chloride, DTAC)、陰離子性(Sodium dodecyl sulfate, SDS)及兩性界面活性劑等三類，端視分析目的而可選用不同的界面活性劑。主要可應用於藥物分析、中藥成分分析、胺基酸及生肽或其他小分子物質之分析。

#### 毛細管電動層析(Capillary electrochromatography, CEC)

毛細管電動層析(CEC)是一種結合毛細管電泳(CE)與高效能液相層析技術(HPLC)的分離方法，其包含了此兩種技術的優點。CEC 最早在 1974 年由 Pretorius 氏提出[24]，說明了電滲流驅動層析的流層型式(plug-like flow)與壓力驅動層析的流層型式(parabolic flow)是不相同的，電滲流的流層型式是平板狀的，因此不會使區帶變寬(band broaden)。在 1981 年由 Jorgenson 及 Lukacs[25]證明利用內徑 170  $\mu\text{m}$  的填充式毛細管，具有極高的效率。到了 1980 年代晚期，毛細管電

動層析便開始快速發展。最大的優點在於其推動動相前進的力量是電滲流(EOF)，而非 HPLC 的高壓幫浦。另外，在此種充填靜相的毛細管柱中，分析物在動相與靜相間產生分配(partition)層析的機制，所以可以分離中性分析物。其分離的原理：在正相的施加電壓下(進樣口，施加高電壓)，不同電性的分析物會被電滲流推動往前進，並且分析物也會受到靜相的作用力而滯留，所以，分析物同時受到本身電泳特性、電滲流推動力和動、靜相分配作用力的影響，這三種作用力的總和為影響分析物滯留時間長短的關鍵。

一般而言，CEC 的解析度幾乎可達氣相層析技術(GC)的效果，而選擇性則可和高效液相層析(HPLC)相比，其亦具有極高的理論板數，又因為 CEC 所消耗的溶液量遠小於 HPLC，故而更具經濟效率。所以 CEC 是一種高選擇性、高解析度的分離模式[26]。

#### 毛細管等電聚焦電泳(capillary isoelectric focusing, CIEF)

毛細管等電聚焦電泳是一種依據 pI 值進行分離的高解析度電泳技術。進行分離前要先提供一特別的分離環境，先將電滲流降低或消除，以避免電滲流會在分析物未聚焦完成前就將分析物帶出毛細管，再來要利用兩性緩衝溶液於毛細管內建立 pH 梯度，當分析物和兩性緩衝溶液在電場作用下，開始遷移直到某一區域 pI 值等於 pH 值，此時分析物便呈電中性而停留在特定的區帶，此過程稱為之為聚焦。待聚焦完成後，分析物一旦進入與其 pI 值不同的 pH 區帶時就會帶電，在電場作用下又會遷移回不帶電的區帶，於是分析物會被控制在一個狹窄的區帶，具有濃縮的效果[27]。最後利用氣體壓力推動以等電聚焦之試樣，經過偵測器偵測，主要應用於蛋白質與胜肽。

#### 毛細管等速電泳(capillary isotachopheresis, CITP)

毛細管等速電泳是將分析物區帶夾在一前導電解質和一尾隨電



解質之間等速遷移，若分析物溶液濃度低於前導電解質溶液濃度，則分析物區帶會被壓縮，也因此常被用來當作毛細管區間電泳、微胞電動層析或毛細管凝膠電泳的預濃縮步驟。其主要機制在於各區帶的離子強度不同，而遷移速率等於電滲流移動率和電場強度的乘積(見公式 2)，三個溶液區帶等速遷移，於是電滲流移動率大者電場強度就低，若分析物離子擴散到相鄰的區帶，會因電場強度改變而造成其遷移速度改變，使其回到原來所在的區帶，因此有堆集的濃縮效用[27]。

### 1.5 毛細管凝膠電泳(Capillary gel electrophoresis, CGE)

毛細管凝膠電泳的分離效率與毛細管電泳相當，因為二者均為區帶電泳技術，其差別在於其分離機制是：將管柱中填充聚丙烯醯胺等聚合物，其具有分子篩的作用，分析物在電場驅動下前進時，會因本身分子大小受到不同程度的阻礙，大分子受到的阻礙較大，以 DNA 這一類的分析物為例，每分子中增加一個核苷酸就增加一個相同的質量和電荷單位，若只利用單純的毛細管區帶電泳模式分離荷質比皆相同的分析物，其分離的解析度較差，因此利用凝膠電泳便可因分子大小不同而有較高分離效率。

#### 1.5.1 線性凝膠介質

毛細管凝膠電泳中用來形成大小篩分機制所用的物質稱之為凝膠介質。一般所謂凝膠通常是指平板凝膠電泳所用的交聯性聚合物，其缺點為黏度極高，外觀以近於固體，因此並不適用於毛細管柱中使用，現今 CGE 較常使用黏度較低的線性聚合物溶液。聚合物分子能否形成網狀結構，與其濃度有關，在濃度極低時，每個聚合物分子處於獨立的狀態，彼此間的作用力較小，黏度並未明顯增加，當聚合物的濃度提高，分子間相遇的機會提高，分子間的作用力便逐漸增強，當聚合物的濃度超過糾結界限 (entangled limit) 時，分子鏈開始有重

疊的現象，聚合物分子便開始形成網狀結構。所謂糾結界限是假設每個聚合物分子的體積相同時，所有聚合物佔有的總體積與溶液體積相同時的濃度，可表示為：

$$\begin{aligned} \phi^* &= 3M_w/4\pi N_A R_g^3 \\ \text{或 } \phi^* &\propto N^{-0.8} \end{aligned} \quad [28](6)$$

$\phi$ ：糾結界限

$M_w$ ：聚合物分子量

$N_A$ ：亞佛加厥常數

$R_g$ ：聚合物分子的迴旋半徑(radius of gyration)

$N$ ：聚合物分子的大小(表示其所含的單體數目)

由式(6)可看出，糾結界限與單體數目成反比。此式子建立在每個聚合物分子均有相同大小的假設上，然而實際上每個聚合物分子量並不相同，一般所謂聚合物的分子量是指平均分子量，所以實際的糾結界限須以實驗求得[29]。在糾結濃度以下的濃度時，每個分子處在孤立的狀態，當超過糾結界限時，分子間因交互作用而形成網狀結構，所以若用黏度濃度作圖，則在糾結界限以下可得一線性關係，當開始偏離線性的濃度即為糾結界限，超過糾結界限時黏度會大幅提昇。

當濃度提高到糾結界限時，聚合物分子間會有很強的作用力而形成網狀結構，此網狀結構的孔隙(mesh size)即可用來篩分生物分子，而孔隙的大小與聚合物的分子大小與濃度有關：

$$\begin{aligned} \zeta &= R_g (C/\phi^*)^{-0.75} \\ \text{或 } \zeta &\propto a\phi^{*0.75} \propto aN^{-0.6} \end{aligned} \quad [30](7)$$

$\zeta$  : 孔隙大小

C : 聚合物濃度

a : 常數

由式(7)可以看出，聚合物的濃度越高，或單體越多，形成的孔隙愈小。

### 1.5.2 聚合物溶液

為了藉由篩分機制來改善毛細管中的分離效能，並改善固態凝膠存在的缺點，所以利用填充聚合物溶液來進行分離。聚合物溶液的濃度會影響分離效果，依濃度可分為三種：1.稀釋區(Dilute)、2.半稀釋區(Semi-dilute)、3.糾結濃度區(Entangled)。在稀釋區，聚合物分子距離很遠，分子間彼此不會有作用，其黏度低且與聚合物的濃度成線性關係。當溶液濃度增加到半稀釋區時，聚合物分子開始產生交互作用，發生糾結現象，形成短暫的網狀結構。當聚合物的濃度超過糾結界限時，到達糾結濃度區，分子鏈開始發生重疊的現象，聚合物分子便開始形成網狀結構，與凝膠剛性的孔隙類似，而能成為進行篩分的介質，不同的是線性聚合物溶液之網狀結構具有彈性。

凝膠與糾結這兩種現象的差別在於聚合物分子彼此之間的作用力強度及種類。凝膠又可分為化學跟物理凝膠兩種，化學凝膠最常見的例子為交聯式的聚丙烯醯胺，當依據分析物所需而合成適當孔洞大小後，聚合物分子是不可逆的永久接連，對於形狀具有記憶效應，但在實驗操作上比較不具靈活性。物理凝膠則是可逆性的結合方式，此類聚合物的代表為瓊質凝膠(agarose)，聚合物分子間的結合力較弱，例如氫鍵(Hydrogen bonding)、疏水性作用力(Hydrophobic interaction)或是凡得瓦力(Van Der Waal force)，相較於凝膠，糾結現象所產生的孔洞較具有彈性而且此種聚合物溶液較具有流動性，可以利用電滲流

或壓力注入將聚合物溶液引進毛細管中，所以近年來，在毛細管電泳中常使用此種聚合物溶液當成分凝膠分離溶液。

### 1.5.3 凝膠電泳的分離機制

早期所發展的平板凝膠電泳主要是分離 DNA 為主，以凝膠介質所形成的孔隙來篩分不同大小的 DNA 分子；因此發展出 Ogston 模型 (Ogston model) 及爬行模型 (reptation model) 兩種模型來解釋 DNA 在凝膠介質中的分離機制。

#### 1.5.3.1 Ogston 模型

Ogston 在 1958 年發展用來解釋一剛性球體在纖維隨機交錯所形成的網狀結構中的運動模式[31]，Morris 則在 1966 年首度引用此模型來解釋 DNA 分子在膠體中的行為[32]，並廣為接受。此模式是將 DNA 視為一剛性球體在通過較大孔隙時的模型，其在膠體中時，只能穿過比此球體大的孔隙，Ogston 模型中 DNA 的速度可表示為：

$$\mu = \mu^*P \quad [32] (8)$$

$\mu^*$ ：DNA 在自由溶液中的速度

P：DNA 分子小於膠體孔洞的機率。P 可表示為：

$$P = \exp [ -KC (r + Rg)^2 ] \quad [32](9)$$

K：比例常數

C：聚合物濃度

r：聚合物分子鏈厚度

$Rg$ ：DNA 視為剛性球體的半徑



由上述兩式，電淌度可表示成：

$$\mu = \mu^* \exp [ -KC (r + R_g)^2 ] \quad [32] (10)$$

Ferguson 由實驗數據提出，當  $R_g \gg r$  時，以  $\log(\mu/\mu^*)$  對  $C$  作圖可得到一直線，其斜率與 DNA 大小  $R_g$  有關，稱為 Ferguson 圖 (Ferguson plot)[33]。當 DNA 分子小於膠體孔隙時，Ferguson 圖為線性，當 DNA 分子變大時，Ferguson 圖開始偏離線性，顯然 Ogston 模型在 DNA 分子大於膠體孔隙時無法適用，此時需以別種模型來描述 DNA 分子在膠體中行為。

### 1.5.3.2 爬行模型

在爬行模型中，DNA 被視為可隨機變形的長鏈聚合分子，在膠體中以蛇行的方式前進，故而可穿過比自身還小的孔隙[34]。爬行模型中 DNA 的電淌度 ( $\mu$ ) 與所帶的電荷與摩擦係數有關，在自由溶液中 DNA 分子的摩擦係數是與鹼基對數目成正比，但在此模型中，摩擦係數則是與鹼基對平方成正比，所以 DNA 的淌度與在自由溶液中不同。

$$\mu \propto N/N^2 = 1/N \quad [34](11)$$

DNA 的淌度與鹼基對的數目成反比。爬行模型是假設 DNA 分子的變形是隨機的，但在電泳過程中，在電場作用下 DNA 分子會順著電場方向伸展而成為直鏈狀。隨著電場大小不同，伸展的程度也不同，所以淌度必須對電場加以修正為：

$$\mu = (Q/3f) (1/N + bE^2) \quad [34](12)$$

Q：聚合物所帶的總電荷

f：摩擦係數

b：Q 與 N 的相關係數

E：電場強度

### 1.5.3.3 聚合物溶液中的分離機制

上述兩種模型都是針對平板凝膠電泳發展的分離機制，但是如果使用非交聯性聚合物的 CE 中，因為在 CE 中其電場遠比平版凝膠電泳大，需加入考慮電場的效應。此外，膠體的網狀結構是永久性的 (permanet)，但聚合物的網狀結構則是暫時性的 (transient)，所以探討非交聯性的分離機制時，需要將這兩點考慮進去，只是詳細情形尚未有定論，一般仍以上述兩種模式討論。

利用聚合物溶液來分離寡醣的文獻[35]中，也有運用到上述兩種模式來討論聚合度不等之寡醣的速度差異。因此，上述模式不僅用來解釋 DNA，也可以廣泛的討論到凝膠中分離聚合醣分子的運動情形。

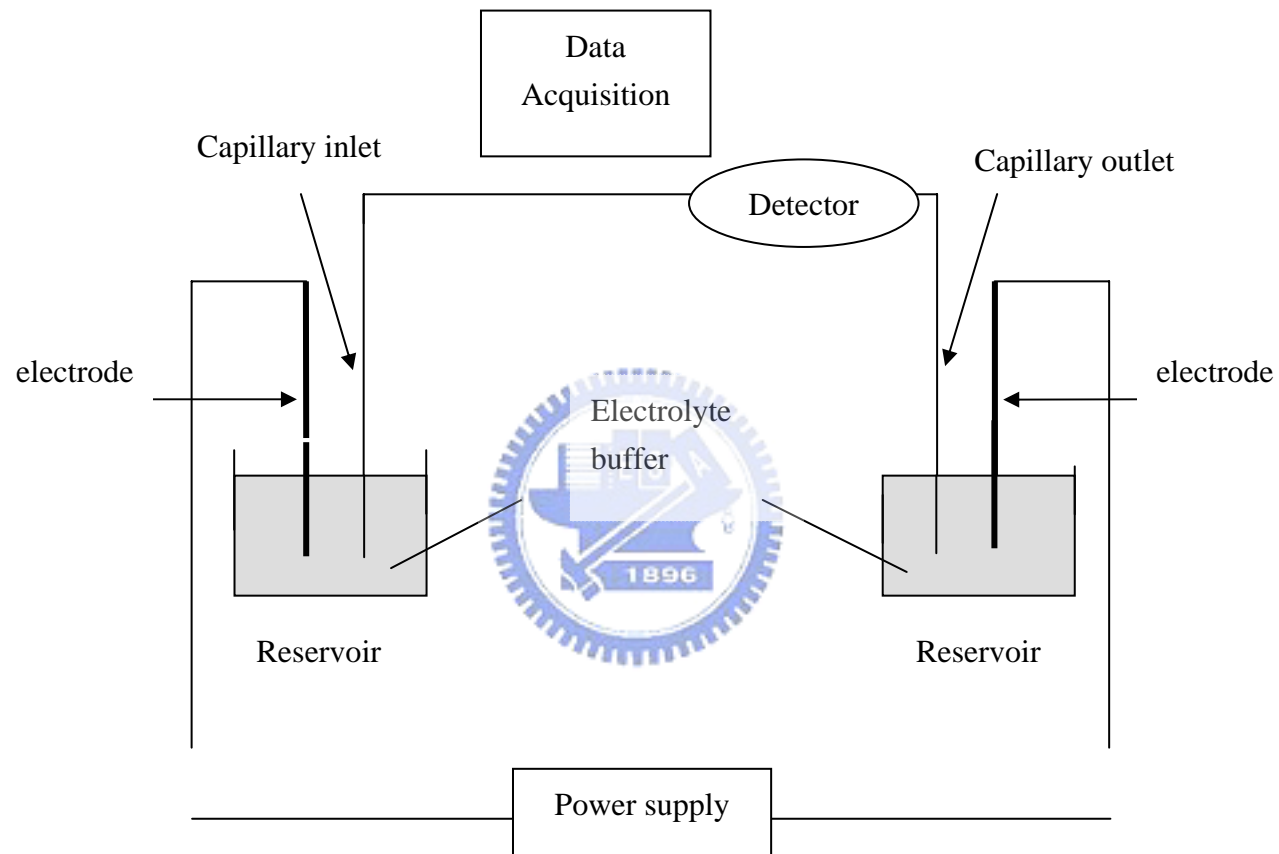


Figure 1-1 Schematic diagram of a isocratic CE system.

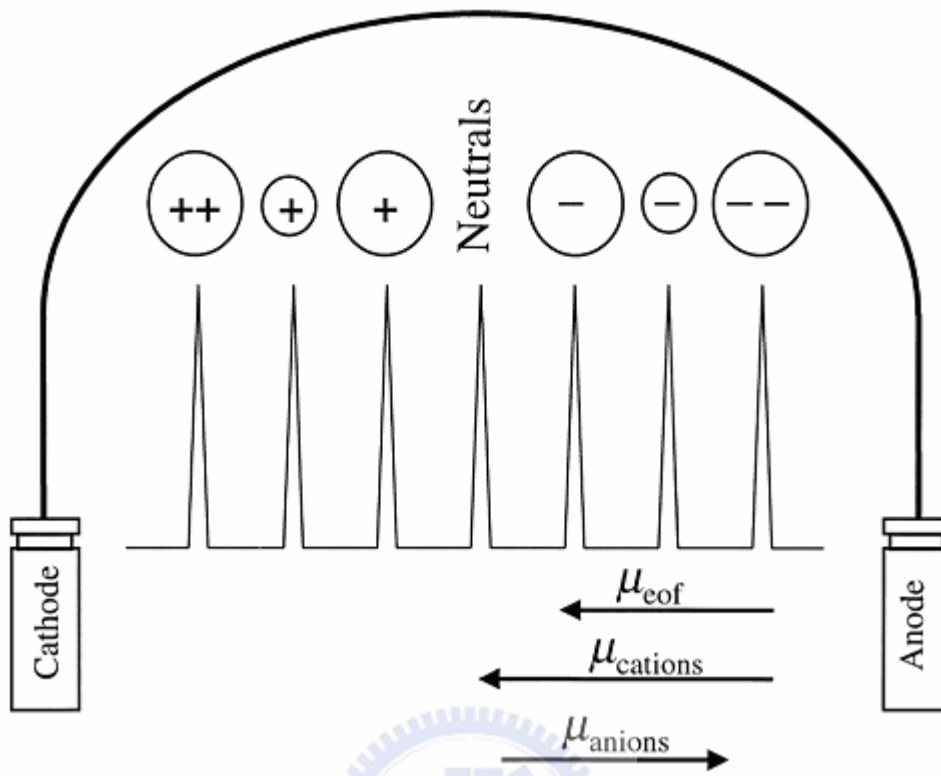


Figure 1-2 The migration order of positively charged, negatively charged and uncharged (neutral) components in a separation by capillary electrophoresis are schematically illustrated.