



(21) 申請案號：103110503

(22) 申請日：中華民國 103 (2014) 年 03 月 20 日

(51) Int. Cl. : **G01N27/327 (2006.01)**

G01N35/10 (2006.01)

(71) 申請人：國立交通大學 (中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)

新竹市大學路 1001 號

(72) 發明人：李鎮宜 LEE, CHEN YI (TW)；賴義澤 LAI, YI TSE (TW)；楊宇滔 YANG, YU TAO (TW)

(74) 代理人：高玉駿；楊祺雄

(56) 參考文獻：

TW 201250929A

審查人員：黃俊峰

申請專利範圍項數：10 項 圖式數：6 共 38 頁

(54) 名稱

生物檢測設備及生物晶片

AN INSPECTING EQUIPMENT AND A BIOCHIP

(57) 摘要

一種生物檢測設備，包含一生物晶片及一處理單元，該生物晶片包括一微電極點陣列、一蓋體、一屏蔽層、N 個控制單元、及一打線區，該微電極點陣列包含 N 個微電極，該 N 個控制單元分別設置於該 N 個微電極的下方，且彼此以菊鍊的方式串接，該屏蔽層設置於該微電極點陣列及該 N 個控制單元之間，以隔絕來自該蓋體的電磁干擾，該處理單元根據一資料輸入信號、一資料輸出信號、一時鐘信號、一第一控制信號、一第二控制信號、及一第三控制信號，使該生物晶片能驅動及感測液滴，並具有判斷液滴類型的回饋機制。

An inspecting equipment includes a biochip and a processing unit. The biochip includes a micro electrode dot array, a cover, a shielding layer, N control unit, and a bonding area. The micro electrode dot array includes N micro electrodes. N control unit are disposed under N micro electrodes respectively and connected as daisy-chain. The shielding layer is disposed between the micro electrode dot array and N control unit to isolate electrical interference from the cover. The processing unit makes the biochip to actuate and detect droplet(s) based on a data input signal, a data output signal, a clock signal, a first control signal, a second control signal, and a third control signal.

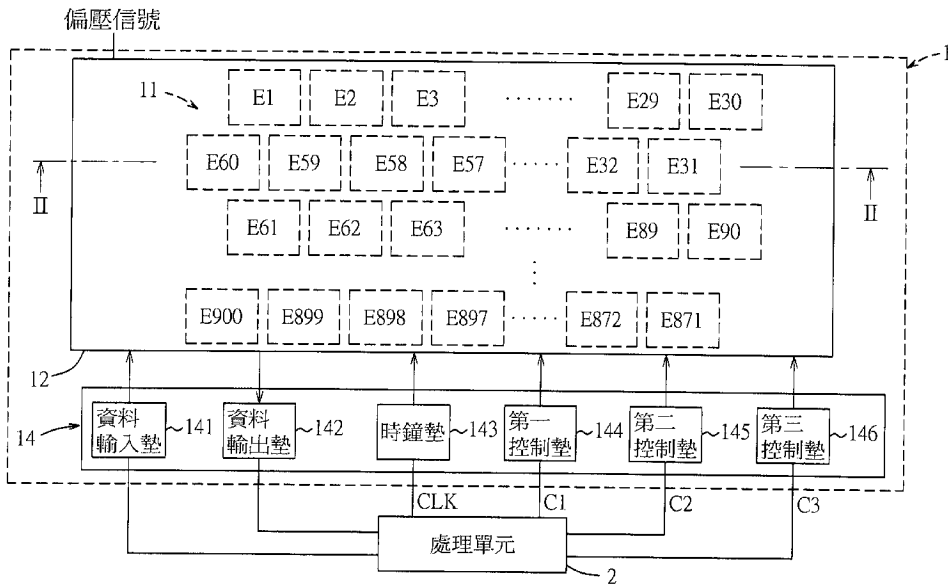


圖 1

- 1 . . . 生物晶片
- 11 . . . 微電極點陣列
- 12 . . . 蓋體
- 14 . . . 打線區
- 141 . . . 資料輸入墊
- 142 . . . 資料輸出墊
- 143 . . . 時鐘墊
- 144 . . . 第一控制墊
- 145 . . . 第二控制墊
- 146 . . . 第三控制墊
- 2 . . . 處理單元
- CLK . . . 時鐘信號
- C1 . . . 第一控制信號
- C2 . . . 第二控制信號
- C3 . . . 第三控制信號
- E1~E900 . . . 微電極

發明摘要

※ 申請案號：¹⁰³¹¹⁰⁵⁰⁷
 ※ 申請日：103. 3. 20

601N 27/327 (2006.01)

※IPC 分類：601N 35/10 (2006.01)

【發明名稱】 生物檢測設備及生物晶片

An Inspecting Equipment and A Biochip

【中文】

一種生物檢測設備，包含一生物晶片及一處理單元，該生物晶片包括一微電極點陣列、一蓋體、一屏蔽層、N 個控制單元、及一打線區，該微電極點陣列包含 N 個微電極，該 N 個控制單元分別設置於該 N 個微電極的下方，且彼此以菊鍊的方式串接，該屏蔽層設置於該微電極點陣列及該 N 個控制單元之間，以隔絕來自該蓋體的電磁干擾，該處理單元根據一資料輸入信號、一資料輸出信號、一時鐘信號、一第一控制信號、一第二控制信號、及一第三控制信號，使該生物晶片能驅動及感測液滴，並具有判斷液滴種類的回讀機制。

【英文】

An inspecting equipment includes a biochip and a processing unit. The biochip includes a micro electrode dot array, a cover, a shielding layer, N control unit, and a bonding area. The micro electrode dot array includes N micro

electrodes. N control unit are disposed under N micro electrodes respectively and connected as daisy-chain. The shielding layer is disposed between the micro electrode dot array and N control unit to isolate electrical interference from the cover. The processing unit makes the biochip to actuate and detect droplet(s) based on a data input signal, a data output signal, a clock signal, a first control signal, a second control signal, and a third control signal.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：圖（1）。

【本代表圖之符號簡單說明】：

1	生物晶片	145	第二控制墊
11	微電極點陣列	146	第三控制墊
12	蓋體	2	處理單元
14	打線區	CLK	時鐘信號
141	資料輸入墊	C1	第一控制信號
142	資料輸出墊	C2	第二控制信號
143	時鐘墊	C3	第三控制信號
144	第一控制墊	E1~E900	微電極

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】 生物檢測設備及生物晶片

An Inspecting Equipment and A Biochip

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於一種生物檢測設備及生物晶片，特別是指一種具有微電極點陣列的生物檢測設備及生物晶片。

【先前技術】

【0002】 隨著國人的平均壽命逐年增加，不論是對於疾病篩檢、醫療診斷或是老年照護，健康檢查的重要性也逐年攀升。傳統的分析方法是將檢體使用離心機分離，取出待檢測部分，再透過加入不同的試劑反應物，依照其顯現的顏色或生成物的濃度等，來判斷檢體的狀況。因此，所需要的人力多，分析時間長，導致費用較高。

【0003】 相較之下，生物晶片的發展，不僅可以達到快速、有效的分析，更可以在居家使用，減少人力成本，而能廣泛普及。生物晶片中的實驗室晶片(Laboratory-on-a-chip, LOC)，又稱為微型全分析系統(Micro total analytical system, μ TAS)，是將原本在實驗室的操作過程微小化，整合至晶片。除了縮短整體的反應時間，提高效率外，實驗室晶片也大幅度縮小檢驗誤差。這種設計同時將醫學分析和電子系統整合，能節省時間、空間和人力資源，大幅度

地降低成本，絕對是未來備受矚目的技術與產品。

【0004】 傳統的實驗室晶片大多是以玻璃片當作基板，以微機電(Micro-electro-mechanical system, MEMS)技術為基礎，配合半導體製程，在晶片上規劃出一整套複雜的微流道及控制微流道的閥件，並配合外部的加壓裝置與檢驗裝置，即完成一個完整處理及分析檢體的平台。在此平台上，能夠提供檢體的分離與純化、檢體與試劑的混合、及結果的判斷。

【0005】 然而，對於使用微流道及閥件控制的實驗室晶片來說，系統層面遭遇到許多問題：

【0006】 1.由於異質整合的困難，使得實驗室晶片的控制元件與檢測元件必須外置。一般而言，外置的控制元件過多，會造成輸出入的電訊號線數過多，而限制實驗室晶片的使用面積。

【0007】 2.大多數微流道是以外置幫浦加壓的方式，使微流道中的液體從高壓處流向低壓處。但因為微流道為密閉空間，當幫浦產生氣壓時，會使液滴四處流竄，而無法有效地驅動液滴，造成檢體的浪費，並降低分析上的靈敏度。

【0008】 3.因為晶片上的微流道都已制式規劃完畢，所以針對不同實驗的分析，會需要不同微流道的實驗室晶片，因而導致人員需學習多種不同微流道之生物晶片的操作，使操作的複雜度提高，人員的訓練成本也增加，也造成產品開發成本增加。

【0009】 4.用於控制微流道中的液體方式雖然有很多

種，如壓力、溫度等，但目前不論是採用哪種控制方式，都沒有回讀的機制，而造成實驗上的誤差。

【發明內容】

【0010】 因此，本發明之目的，即在提供一種輸出入信號數較少、有效驅動與感測檢體、並具有回讀機制的生物檢測設備及生物晶片。

【0011】 於是，本發明生物檢測設備，包含一生物晶片及一處理單元。

【0012】 該生物晶片包括一微電極點陣列、一蓋體、一屏蔽層、及 N 個菊鍊串接的控制單元。

【0013】 該微電極點陣列包含 N 個微電極，N 為整數且 $N > 1$ ，該 N 個微電極彼此間隔地排列。

【0014】 該蓋體設置於該微電極點陣列的上方，並接收一偏壓信號，且包含一液滴空間，以容置液滴。

【0015】 該屏蔽層設置於該微電極點陣列的下方，用以隔絕來自該蓋體的電磁干擾傳遞到其下方。

【0016】 該 N 個菊鍊串接的控制單元設置於該屏蔽層的下方，而不受到來自該蓋體的電磁干擾，每一控制單元位於所對應的微電極的下方，並各自電性連接所對應的該微電極以提供一微電極信號至所對應的該微電極，且每一控制單元接收一時鐘信號、一第一至第三控制信號，並根據該時鐘信號及該第一控制信號以選擇一輸入信號或一相關於該微電極信號的量測信號作為一輸出信號，其中，該 N 個控制單元中的第一個控制單元所接收的輸入信號為一用

於驅動該液滴的資料輸入信號，其餘 $N-1$ 個控制單元中的每一所接收的輸入信號各自是來自其前一控制單元的輸出信號。

【0017】 每一控制單元更根據該第二、第三控制信號及該輸出信號來改變其所提供的微電極信號，利用不同控制單元間微電極信號與該偏壓信號的壓差來驅動位於該蓋體之液滴空間的液滴。

【0018】 該處理單元電性連接該 N 個控制單元，並產生該資料輸入信號、時鐘信號、第一控制信號、第二控制信號、及第三控制信號，且接收一資料輸出信號，該資料信號為來自該 N 個控制單元中的第 N 個控制單元的輸出信號，並根據該時鐘信號、第一控制信號、第二控制信號、第三控制信號、及資料輸出信號，使該生物晶片操作於一感測模式，以感測該液滴的位置。

【0019】 本發明之功效是將微電極點陣列的每一微電極下方的控制單元，以菊鍊(daisy chain)又稱掃描鍊(scan chain)的方式串接，以達到較少輸出入信號、有效驅動與感測檢體、並具有回讀機制的生物檢測設備及生物晶片。

【圖式簡單說明】

【0020】 本發明之其他的特徵及功效，將於參照圖式的實施方式中清楚地呈現，其中：

圖 1 是一俯視示意圖，說明本發明生物檢測設備之一較佳實施例；

圖 2 是一剖面示意圖，輔助圖 1 說明該較佳實施例；

圖 3 是一電路圖，說明該較佳實施例之控制單元；

圖 4 是一俯視示意圖，說明該較佳實施例中的液滴分布態樣；

圖 5 是一時序圖，說明該較佳實施例在一感測模式的信號關係；及

圖 6 是一時序圖，輔助圖 5 說明該較佳實施例。

【實施方式】

【0021】 參閱圖 1 與圖 2，圖 2 是圖 1 中 II 的剖視示意圖，本發明生物檢測設備之較佳實施例包含一生物晶片 1 及一處理單元 2。該生物晶片 1 包括一微電極點陣列 11、一蓋體 12、一屏蔽層 13、N 個控制單元 CU1~CU900、及一打線區 (bonding area) 14，N 為整數且 $N > 1$ 。

【0022】 該微電極點陣列 11 包含 N 個微電極 E1~E900，該 N 個微電極 E1~E900 彼此間隔地排列。在本實施例中， $N=900$ ，每一微電極 E1~E900 呈正方形，該 900 個微電極 E1~E900 排列成 30×30 也概呈正方形的微電極點陣列 11，在其他實施例中，N 個微電極也可排列成其他任意形狀，且每一微電極也可為六角形、其它多邊形、圓形或不規則形狀。

【0023】 該蓋體 12 設置於該微電極點陣列 11 的上方，並包含一第一電介質層 (dielectric layer) 121、一間隔地設置於該第一電介質層 121 之上方的第二電介質層 122、一疏水層 (hydrophobic layer) 127、一第三電介質層 123、及一液滴空間 128。該第一電介質層 121 具有一第一表面 124，該第

二電介質層 122 具有位於相反兩側的一第二表面 125 及一第三表面 126，該第一表面 124 及該第二表面 125 位於該第一電介質層 21 及該第二電介質層 122 之間。該二疏水層 127 分別形成於該第一電介質層 121 的第一表面 124 與該第二電介質層 122 的第二表面 125，該二疏水層 127 之間為該液滴空間 128，用以容置液滴(droplet)7，也就是檢體。

【0024】 在本實施例中，該第一電介質層 121 用以保護該微電極點陣列 11，以避免氧化，且避免該微電極點陣列 11 與該液滴 7 接觸。該第二電介質層 122 的材質為玻璃，該第三電介質層 123 的材質為氧化銦錫(ITO)。該二疏水層 127 的材質為鐵氟龍(Teflon)，使該二疏水層 127 與位於該液滴空間 128 的液滴 7 之間的摩擦力較小，較易於驅動。

【0025】 該屏蔽層 13 設置於該微電極點陣列 11 的下方，用以隔絕來自該蓋體 12 的電磁干擾傳遞到該屏蔽層 13 的下方。該屏蔽層 13 可接收一固定電壓，使其電壓準位保持於一固定電位，也可保持浮接(floating)狀態。

【0026】 該 900 個控制單元 CU1~CU900 分別設置於該 900 個微電極 E1~E900 的下方，且位於該屏蔽層 13 的下方，藉由該屏蔽層 13 以隔絕來自該蓋體 12 的電磁干擾。該 900 個控制單元 CU1~CU900 分別電性連接該 900 個微電極 E1~E900，且該等控制單元 CU2~CU900 分別電性連結其前一個控制單元 CU1~CU899。每一控制單元 CU1~CU900 接收一輸入信號 SI、一時鐘信號 CLK、一第一控制信號 C1、一第二控制信號 C2、及一第三控制信號 C3，並輸出一輸出信

號 SO，且將一微電極信號輸出至對應的微電極 E1~E900。該控制單元 CU1 所接收的輸入信號 SI 為一資料輸入信號，該等控制單元 CU2~CU900 的輸入信號 SI 分別是來自其前一個控制單元 CU1~CU899 的輸出信號 SO，使該等控制單元 CU1~CU900 形成一菊鍊或稱一掃描鍊的方式串接。

【0027】參閱圖 3，圖 3 是每一控制單元 CU1~CU900 的電路圖，每一控制單元 CU1~CU900 包含一第一多工器 151、一 D 型正反器 152、一反或閘 153、一第二多工器 154、一第三多工器 155、一第一電晶體 156、一第二電晶體 157、一第三電晶體 158、一第一反向器閘 159、一第二反向器閘 160、一反及閘 161、及一開關元件 162。

【0028】該第一多工器 151 具有一第一輸入端、一第二輸入端，一選擇端、及一輸出端。每一第一多工器 151 接收來自對應的控制單元 CU1~CU900 的輸入信號 SI、該第一控制信號 C1，及一量測信號，並根據該第一控制信號 C1，在該第一控制信號 C1 的邏輯值為 1 時，將該量測信號輸出於該輸出端，在該第一控制信號 C1 的邏輯值為 0 時，將該輸入信號 SI 輸出於該輸出端。

【0029】該 D 型正反器 152 具有一電性連接該第一多工器 151 之輸出端的資料端、一時鐘端、及一輸出端。該 D 型正反器 152 接收來自該第一多工器 151 之輸出端的信號及該時鐘信號 CLK，並根據該時鐘信號 CLK，在受到該時鐘信號 CLK 的正緣觸發時，將該第一多工器 151 之輸出端的信號的邏輯值儲存於該 D 型正反器 152，並輸出為該輸出

信號 SO 於該輸出端。

【0030】 該反或閘 153 具有一第一輸入端、一第二輸入端、及一輸出端。該反或閘 153 分別接收該第二控制信號 C2 與該第三控制信號 C3，並作 NOR 邏輯運算後，輸出於該輸出端。

【0031】 該第二多工器 154 具有一電性連接該 D 型正反器 152 之輸出端的第一輸入端、一電性連接該反或閘 153 之輸出端的第二輸入端、一選擇端、及一產生一第一中間信號 n1 的輸出端。該第二多工器 154 接收來自該 D 型正反器 152 的輸出信號 SO、該第二控制信號 C2、及來自該反或閘 153 之輸出端的信號，並根據該第二控制信號 C2，在該第二控制信號 C2 的邏輯值為 1 時，將該輸出信號 SO 輸出為該第一中間信號 n1，在該第二控制信號 C2 的邏輯值為 0 時，將該反或閘 153 之輸出端的信號輸出為該第一中間信號 n1。

【0032】 該第三多工器 155 具有一接收一第一參考電壓 V1 的第一輸入端、一電性連接該第二多工器 154 之輸出端的第二輸入端、一選擇端、及一產生一第二中間信號 n2 的輸出端。該第三多工器 155 接收該第一參考電壓 V1、來自該第二多工器 154 的第一中間信號 n1、及該第二控制信號 C2，並根據該第二控制信號 C2，在該第二控制信號 C2 的邏輯值為 1 時，將該第一參考電壓 V1 所代表的邏輯值 1 輸出為該第二中間信號 n2，在該第二控制信號 C2 的邏輯值為 0 時，將該第一中間信號 n1 輸出為該第二中間信號 n2。

【0033】 該第一電晶體 156、該第二電晶體 157、及該第三電晶體 158 依序串聯於該第一參考電壓 V1 與一第二參考電壓 V2 之間，並分別回應於來自該第三多工器 155 的第二中間信號 n2、該第二控制信號 C2、及來自該第二多工器 154 的第一中間信號 n1，而分別導通或不導通。在本實施例中，該第一電晶體 156 及該第二電晶體 157 都為一 P 型金屬氧化物半導體 (PMOS)，該第三電晶體 158 為一 N 型金屬氧化物半導體 (NMOS)，該第一參考電壓 V1 為 VDD，該第二參考電壓 V2 為接地點 (Ground)，且該第一參考電壓 V1 大於該第二參考電壓 V2。

【0034】 該第一反向器閘 159 具有一電性連接該第二多工器 154 之輸出端的輸入端，及一輸出端。該第一反向器閘 159 接收來自該第二多工器 154 的第一中間信號 n1，並將該第一中間信號 n1 的邏輯值反向後，輸出於該輸出端。

【0035】 該反及閘 161 具有一電性連接該第一反向器閘 159 之輸出端的第一輸入端、一第二輸入端、及一產生一第三中間信號 n3 的輸出端。該反及閘 161 接收來自該第一反向器閘 159 之輸出端的信號，及該第二控制信號 C2，並作 NAND 邏輯運算後，輸出為該第三中間信號 n3。

【0036】 該開關元件 162 具有一電性連接該第二電晶體 157 與第三電晶體 158 之共同接點 nd 的第一端、一第二端、及一電性連接該反及閘 161 之輸出端的控制端。每一開關元件 162 的第二端電性連接對應的微電極 E1~E900，該開關元件 162 根據來自該反及閘 161 的第三中間信號 n3，以控

制該開關元件 162 導通或不導通，以產生該微電極信號並使該微電極信號與該共同接點 nd 的電壓準位相等。在本實施例中，該開關元件 162 為一 N 型金屬氧化物半導體 (NMOS)。

【0037】 該第二反向器閘 160 具有一電性連接該第一多工器 151 之第一輸入端的輸出端、及一電性連接該第二電晶體 157、第三電晶體 158、與開關元件 162 的共同接點 nd 的輸入端。該第二反向器閘 160 將該共同接點 nd 的邏輯值反向後，產生該量測信號於該輸出端。

【0038】 參閱圖 1，該打線區 14 包含一電性連接該控制單元 CU1 的資料輸入墊 (PAD)141、一電性連接該控制單元 CU900 的資料輸出墊 142、電性連接每一控制單元 CU1~CU900 的一時鐘墊 143、一第一控制墊 144、一第二控制墊 145 及一第三控制墊 146。本發明利用菊鍊(又稱掃描鍊)的方式，將該等控制單元 CU1~CU899 的輸出信號 SO 分別與其相鄰的控制單元 CU2~CU900 的輸入信號 SI 相串接，使得該生物晶片 1 的輸出入腳位 (pin) 數量能夠大幅地減少。此外，由於輸出入腳位數量的減少，能使該生物晶片 1 的打線區 14 集中於該生物晶片 1 的一側，進而使該蓋體 12 的第二電介質層 122，即玻璃，在生物晶片 1 的製程中，有效地降低第二電介質層 122 定位的複雜度，以避免該第二電介質層 122 在製程中壓壞該打線區 14 上的連接線 (bonding wire)(圖未示)。

【0039】 該處理單元 2 電性連接該打線區 14 的資料輸入

墊 141、資料輸出墊 142、時鐘墊 143、第一控制墊 144、第二控制墊 145、及第三控制墊 146，並將該時鐘信號 CLK、第一控制信號 C1、第二控制信號 C2、及第三控制信號 C3 分別經由該時鐘墊 143、第一控制墊 144、第二控制墊 145、及第三控制墊 146，輸出至該等控制單元 CU1~CU900，且將該資料輸入信號經由該資料輸入墊 141，輸出至該控制單元 CU1，並接收來自該控制單元 CU900，經由該資料輸出墊 142 的資料輸出信號。

【0040】 特別值得一提的是：在本實施例中，該處理單元 2 是設置於該生物晶片 1 之外，在其他實施例中，該處理單元 2 也可整合於該生物晶片 1 之內。

【0041】 參閱圖 4，該生物晶片 1 根據該資料輸入信號、資料輸出信號、時鐘信號 CLK、第一控制信號 C1、第二控制信號 C2、及第三控制信號 C3，在一驅動模式及一感測模式操作。以下為方便說明起見，以一液滴 7 位於該液滴空間 128 且在該等微電極 E50~E51、E69~71、E110~E111 的上方為例，說明該驅動模式。

【0042】 參閱圖 3 與圖 4，在該驅動模式時，以驅動該液滴 7 往該等微電極 E129~E131 的方向移動為例，來自該處理單元 2 的第一控制信號 C1 的邏輯值為 0，該控制單元 CU1 的 D 型正反器 152，根據來自該處理單元 2 的時鐘信號 CLK 及資料輸入信號，將資料輸入信號的邏輯值依序儲存於該等控制單元 CU900~CU1 的 D 型正反器 152，且該等控制單元 CU129~CU131 的 D 型正反器 152 所儲存的邏輯值都為 1，

其他控制單元 CU1~CU128、CU132~CU900 的 D 型正反器 152 所儲存的邏輯值都為 0。

【0043】 來自該處理單元 2 的第二控制信號 C2 的邏輯值再變為 1，進而使得每一控制單元 CU1~CU900 的第一電晶體 156 及第二電晶體 157 都不導通。因為控制單元 CU129~CU131 之第一中間信號 n1 的邏輯值都為 1，進而使得對應的第三電晶體 158 與開關元件 162 都為導通，導致對應的第三電晶體 158 分別將該等微電極 E129~E131 的電壓準位放電至該第二參考電壓 V2，即 0 伏特。在其他控制單元 CU1~CU128、CU132~CU900 之第一中間信號 n1 的邏輯值都為 0，進而使得對應的第三電晶體 158 與開關元件 162 都為不導通，導致對應的共同接點 nd 的電壓準位的邏輯值都保持為 1，且對應的微電極 E1~E128、E132~E900 都保持在浮接(floating)的狀態。

【0044】 該第三電介質層 123 接收一偏壓信號，該偏壓信號的電壓準位介於一預設電壓與該第二參考電壓 V2 之間，在本實施例中，該預設電壓為 60 伏特。因為該等微電極 E1~E128、E132~E900 為浮接的狀態，使得該等微電極 E1~E128、E132~E900 的電壓準位都受到該偏壓信號耦合，而分別為一相關於該偏壓信號的浮接電壓，然而，該等微電極 E129~E131 的電壓準位卻能保持在該第二參考電壓 V2，即 0 伏特，導致位於微電極 E1~E128、E132~E900 上方的第一電介質層 121 與第二電介質層 122 中間的電場強度與位於微電極 E129~E131 上方的第一電介質層 121 與第二

電介質層 122 中間的電場強度不同，進而使得位於該液滴空間 128 的液滴 7，在電濕潤現象的影響下，往該等微電極 E129~E131 的方向移動，而達到驅動檢體的目的。

【0045】 以下為方便說明起見，以 $N=3$ ，且一液滴 7 位於該液滴空間 128 並在該微電極 E2 的上方為例，說明該感測模式。

【0046】 參閱圖 3 與圖 5，圖 5 是在該感測模式時，該第一控制信號 C1、第二控制信號 C2、第三控制信號 C3、及第一中間信號 n1 對時間的時序圖，及一示意的微電極的電壓準位對時間的時序圖。

【0047】 在該感測模式時，該偏壓信號的電壓準位為該第二參考電壓 V2，即 0 伏特。於 t1 時刻之前，每一控制單元 CU1~CU3 的 D 型正反器 152 所儲存的邏輯值已重設為 0。

【0048】 於 t1 與 t2 時刻之間，來自該處理單元 2 的第一控制信號 C1 的邏輯值為 1，使每一控制單元 CU1~CU3 的第一多工器 151 將其接收的量測信號輸出於該第一多工器 151 的輸出端。

【0049】 於 t2 與 t3 時刻之間，來自該處理單元 2 的第二控制信號 C2 的邏輯值為 1，使每一控制單元 CU1~CU3 的第一中間信號 n1、第二中間信號 n2 及第三中間信號 n3 的邏輯值分別為 0、1 及 0，進而使每一控制單元 CU1~CU3 的第一電晶體 156、第二電晶體 157、第三電晶體 158、及開關元件 162 都為不導通，也使得該每一共同接點 nd 及微電極 E1~E3 的電壓準位都保持在該第一參考電壓 V1。

【0050】 於 t_3 與 t_4 時刻之間，來自該處理單元 2 的第三控制信號 C3 的邏輯值為 0。

【0051】 於 t_4 與 t_5 時刻之間，該第二控制信號 C2 的邏輯值為 0，使每一控制單元 CU1~CU3 的第一中間信號 n1、第二中間信號 n2、及第三中間信號 n3 的邏輯值都為 1，進而使得每一控制單元 CU1~CU3 的第一電晶體 156、第二電晶體 157、第三電晶體 158、及開關元件 162 分別為不導通、導通、導通及導通，且每一控制單元 CU1~CU3 的第三電晶體 158 對其對應的微電極 E1~E3 放電，導致對應的共同接點 nd 及微電極 E1~E3 的電壓準位漸漸地降低。同時，因為每一控制單元 CU1~CU3 的開關元件 162 都導通，使得其量測信號表示對應的微電極 E1~E3 的電壓準位的邏輯值的反向。

【0052】 參閱圖 3、圖 5 與圖 6，圖 6 是圖 5 於 t_4 ~ t_6 時刻之間的放大圖，且是該時鐘信號 CLK、第一控制信號 C1、及量測信號對時間的時序圖，及該示意的微電極的電壓準位對時間的時序圖。

【0053】 於 t_4 與 t_{41} 時刻之間，在該第一控制信號 C1 的邏輯值為 1 時，該處理單元 2 輸出一時鐘脈衝於該時鐘信號 CLK，使每一控制單元 CU1~CU3 的量測信號於 t_4 時刻的邏輯值儲存於每一控制單元 CU1~CU3 的 D 型正反器 152。

【0054】 於 t_{41} 與 t_{42} 時刻之間，在該第一控制信號 C1 的邏輯值為 0 時，該處理單元 2 輸出 2 個時鐘脈衝於該時鐘信號 CLK，使該處理單元 2 接收該資料輸出信號，而依

序獲得該等控制單元 CU3~CU1 的 D 型正反器 152 所儲存的邏輯值。

【0055】 該處理單元 2 重覆輸出 t_4 至 t_{42} 之間的時鐘信號 CLK 及第一控制信號 C1，而依序獲得於 t_{42} 、 t_{44} … 時刻的該等控制單元 CU3~CU1 的 D 型正反器 152 所儲存的邏輯值，且一直到每一控制單元 CU1~CU3 所儲存的邏輯值都為 1 為止。

【0056】 在本實施例中， t_4 與 t_{42} 、 t_{42} 與 t_{44} … 的時間間隔都為 1 奈秒。該微電極 E2 的等效電容值約為 21 飛法拉 (fF)，該等微電極 E1、E3 的等效電容值約為 13fF。該處理單元 2 獲得每一控制單元 CU1~CU3 於 t_4 、 t_{42} 、及 t_{44} 時刻所儲存的邏輯值分別為 (0,0,0)、(1,0,1)、及 (1,1,1)，並經過運算，得知該等微電極 E1~E3 的放電時間分別為 1 奈秒、2 奈秒、及 1 奈秒。

【0057】 特別值得一提的：於每一微電極 E1~E3 的放電過程中，也就是由該第一參考電壓 V1 漸漸下降至該第二參考電壓 V2 之間，在一般情況下，該處理單元於該時鐘信號 CLK 產生的時鐘脈衝，都具有固定的脈衝寬度，且相鄰的時鐘脈衝也具有固定的時間間隔，因此，該處理單元也可以根據該資料輸出信號依序讀出的時刻，來計算該等微電極 E1~E3 的放電時間，如下段所述。

【0058】 該處理單元 2 於每次切換該第一控制信號 C1 的準位期間，利用該時鐘信號 CLK 從該第 3 個控制單元進行讀取，以得到一具有 3 個輸出信號的串列資料，且以第一

次切換第一控制信號 C1 時，每一輸出信號的讀取時間點各自作為所對應微電極 E1~E3 的初始放電時間。該處理單元 2 還以該串列資料中的每一輸出信號的邏輯值變化，作為其所對應微電極 E1~E3 的結束放電時間。該處理單元 2 根據該每一微電極 E1~E3 所對應的初始放電時間及結束放電時間來得到每一微電極 E1~E3 所對應該放電時間。

【0059】 於 t_4 與 t_5 時刻之間，每一控制單元 CU1~CU3 的第三電晶體 158 已將對應的微電極 E1~E3 放電至該第二參考電壓 V2，即 0 伏特。

【0060】 於 t_5 與 t_6 時刻之間，該第二控制信號 C2 及第三控制信號 C3 的邏輯值分別為 0 及 1，使每一控制單元 CU1~CU3 的第一中間信號 n1、第二中間信號 n2、及第三中間信號 n3 的邏輯值分別為 0、0 及 1，進而使得每一控制單元 CU1~CU3 的第一電晶體 156、第二電晶體 157、第三電晶體 158、及開關元件 162 分別為導通、導通、不導通及導通，且每一控制單元 CU1~CU3 的第一電晶體 156 與第二電晶體 157 對其對應的微電極 E1~E3 充電，導致對應的共同接點 nd 及微電極 E1~E3 的電壓準位漸漸地升高。同時，因為每一控制單元 CU1~CU3 的開關元件 162 都導通，使得其量測信號表示對應的微電極 E1~E3 的電壓準位的邏輯值的反向。

【0061】 於 t_5 與 t_{51} 時刻之間，類似於 t_4 與 t_{41} 時刻之間，在該第一控制信號 C1 的邏輯值為 1 時，該處理單元 2 輸出一時鐘脈衝於該時鐘信號 CLK，使每一控制單元 CU1~CU3 的量測信號於 t_5 時刻的邏輯值儲存於每一控制單

元 CU1~CU3 的 D 型正反器 152。

【0062】 於 t_{51} 與 t_{52} 時刻之間，類似於 t_{41} 與 t_{42} 時刻之間，在該第一控制信號 C1 的邏輯值為 0 時，該處理單元 2 輸出 2 個時鐘脈衝於該時鐘信號 CLK，使該處理單元 2 接收該資料輸出信號，而依序獲得該等控制單元 CU3~CU1 的 D 型正反器 152 所儲存的邏輯值。

【0063】 該處理單元 2 重覆輸出 t_5 至 t_{52} 之間的時鐘信號 CLK 及第一控制信號 C1，而依序獲得於 t_{52} 、 t_{54} … 時刻的該等控制單元 CU3~CU1 的 D 型正反器 152 所儲存的邏輯值，且一直到每一控制單元 CU1~CU3 所儲存的邏輯值都為 0 為止。

【0064】 在本實施例中， t_5 與 t_{52} 、 t_{52} 與 t_{54} … 的時間間隔都為 1 奈秒。該處理單元 2 獲得每一控制單元 CU1~CU3 於 t_5 、 t_{52} 、及 t_{54} 時刻所儲存的邏輯值分別為 (1,1,1)、(0,1,0)、及 (0,0,0)，並經過運算，得知該等微電極 E1~E3 的充電時間分別為 1 奈秒、2 奈秒、及 1 奈秒。

【0065】 特別值得一提的是：於每一微電極 E1~E3 的充電過程中，也就是由該第二參考電壓 V2 漸漸上升至該第一參考電壓 V1 之間，在一般情況下，該處理單元於該時鐘信號 CLK 產生的時鐘脈衝，都具有固定的脈衝寬度，且相鄰的時鐘脈衝也具有固定的時間間隔，因此，該處理單元也可以根據該資料輸出信號依序讀出的時刻，來計算該等微電極 E1~E3 的充電時間，如下段所述。

【0066】 該處理單元 2 於每次切換該第一控制信號 C1 的

準位期間，利用該時鐘信號 CLK 從該第 3 個控制單元進行讀取，以得到一具有 3 個輸出信號的串列資料，且以第一次切換第一控制信號 C1 時，每一輸出信號的讀取時間點各自作為所對應微電極 E1~E3 的初始充電時間。該處理單元 2 更以該串列資料中的每一輸出信號的邏輯值變化，作為所對應微電極 E1~E3 的結束充電時間。該處理單元 2 根據該每一微電極 E1~E3 所對應的初始充電時間及結束充電時間來得到每一微電極 E1~E3 所對應該充電時間。

【0067】 該處理單元 2 根據來自該控制單元 CU3 的資料輸出信號，獲得每一微電極 E1~E3 的電壓準位變化，進而計算得到每一微電極 E1~E3 的充電時間及放電時間，再根據該每一微電極 E1~E3 的放電時間、充電時間、或放電與充電時間的差異，獲知每一微電極 E1~E3 的上方是否有液滴 7 的存在，以達到感測檢體位置的目的。以圖 4 的液滴 7 為例，該等微電極 E50~E51、E69~E71、E110~E111 的等效電容約為 21 飛法拉，其他微電極 E1~E49、E52~E68、E72~E109、E112~E900 的等效電容約為 13fF，該等微電極 E50~E51、E69~E71、E110~E111 的充電時間及放電時間都會大於其他微電極 E1~E49、E52~E68、E72~E109、E112~E900。

【0068】 此外，該處理單元 2 具有一查找表(lookup table)，該查找表的內容相關於複數不同種類的檢體對應每一微電極 E1~E900 之充電時間及放電時間的關係。該處理單元 2 還根據該資料輸出信號所獲得的每一微電極 E1~E900 的放電時間、充電時間、或放電與充電時間，與該

查找表的內容相比較，可獲知該每一微電極 E1~E900 上方之檢體的種類，以達成回讀檢體種類的機制。

【0069】 由本較佳實施例可知：

【0070】 1.由於利用菊鍊的方式將 900 個控制單元 CU1~CU900 串接，只需提供二輸出入腳位分別給該控制單元 CU1 及控制單元 CU900，其餘控制單元 CU2~CU899 無需再提供輸出入腳位，能大幅地減少輸出入腳位數，使生物晶片 1 的面積不會受限於輸出入腳位數，而能有效利用。

【0071】 2.利用 N 個控制單元控制 N 個微電極，使位於該液滴空間 128 的液滴 7 能以每個微電極之面積大小的單位來精準地控制，不但有效利用檢體而提供分析上的靈敏度，更能視需求而規劃液滴 7 的驅動路徑。

【0072】 3.利用處理單元 2 能簡單且快速地判斷液滴 7 的位置，且再利用查找表，即能判斷液滴 7 的種類，而實現回讀的機制。

【0073】 4.利用該屏蔽層 13 有效隔離電磁干擾，使 N 個控制單元能分別設置於 N 個微電極的下方，而避免設置於上方的蓋體 12 的偏壓信號對 N 個控制單元干擾。

【0074】 綜上所述，藉由 N 個控制單元以菊鍊的方式串接，以大幅地減少輸出入信號，並利用驅動模式及感測模式以有效驅動與感測檢體，且具有回讀檢體種類的機制，故確實能達成本發明之目的。

【0075】 惟以上所述者，僅為本發明之較佳實施例而已，當不能以此限定本發明實施之範圍，即大凡依本發明

申請專利範圍及專利說明書內容所作之簡單的等效變化與修飾，皆仍屬本發明專利涵蓋之範圍內。

【符號說明】

【0076】

1	生物晶片	154	第二多工器
11	微電極點陣列	155	第三多工器
12	蓋體	156	第一電晶體
121	第一電介質層	157	第二電晶體
122	第二電介質層	158	第三電晶體
123	第三電介質層	159	第一反向器閘
124	第一表面	160	第二反向器閘
125	第二表面	161	反及閘
126	第三表面	162	開關元件
127	疏水層	2	處理單元
128	液滴空間	7	液滴
13	屏蔽層	E1~E900	微電極
14	打線區	CU1~CU900	控制單元
141	資料輸入墊	C1	第一控制信號
142	資料輸出墊	C2	第二控制信號
143	時鐘墊	C3	第三控制信號
144	第一控制墊	n1	第一中間信號
145	第二控制墊	n2	第二中間信號
146	第三控制墊	n3	第三中間信號
151	第一多工器	nd	共同接點
152	D型正反器	CLK	時鐘信號
153	反或閘	SI	輸入信號

SO.....輸出信號

V2.....第二參考電壓

V1.....第一參考電壓

【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依：寄存機構、日期、號碼順序註記】

無

國外寄存資訊【請依：寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

無

【序列表】 (請換頁單獨記載)

申請專利範圍

1. 一種生物晶片，包含：

一微電極點陣列，包括 N 個微電極， N 為整數且 $N > 1$ ，該 N 個微電極彼此間隔地排列；

一蓋體，設置於該微電極點陣列的上方，並接收一偏壓信號，且包括一液滴空間，以容置液滴；

一屏蔽層，設置於該微電極點陣列的下方，用以隔絕來自該蓋體的電磁干擾傳遞到其下方；及

N 個菊鍊串接的控制單元，設置於該屏蔽層的下方，而不受到來自該蓋體的電磁干擾，每一控制單元位於所對應的微電極的下方，並各自電性連接所對應的該微電極以提供一微電極信號至所對應的該微電極，且每一控制單元接收一時鐘信號、一第一至第三控制信號，並根據該時鐘信號及該第一控制信號以選擇一輸入信號或一相關於該微電極信號的量測信號作為一輸出信號，其中，該 N 個控制單元中的第一個控制單元所接收的輸入信號為一用於驅動該液滴的資料輸入信號，其餘 $N-1$ 個控制單元中的每一所接收的輸入信號各自是來自其前一控制單元的輸出信號，

每一控制單元還根據該第二、第三控制信號及該輸出信號來改變其所提供的微電極信號，利用不同控制單元間的微電極信號與該偏壓信號的壓差來驅動位於該蓋體之液滴空間的液滴。

2. 如請求項 1 所述的生物晶片，根據該資料輸入信號、該

時鐘信號、該第一控制信號、該第二控制信號、該第三控制信號、及該偏壓信號，在一驅動模式操作，

在該驅動模式時，若該液滴在第 k_1 控制單元的上方，要驅動該液滴往相鄰的第 k_2 控制單元的上方移動時， $1 \leq k_1 \leq N$ ， $1 \leq k_2 \leq N$ ，使第 k_2 控制單元的微電極的電壓準位為一第二參考電壓，且其餘微電極的電壓準位為一浮接電壓。

3. 如請求項 1 所述的生物晶片，其中，該蓋體還包括：

一第一電介質層，設置於該微電極點陣列的上方，且具有一第一表面；

一第二電介質層，間隔地設置於該第一電介質層的上方，且具有位於相反兩側的一第二表面及一第三表面，該第一表面及該第二表面位於該第一電介質層及該第二電介質層之間；

二疏水層，分別形成於該第一電介質層的第一表面與該第二電介質層的第二表面，該二疏水層之間為該液滴空間；及

一第三電介質層，形成於該第二電介質層的第三表面，並接收該偏壓信號。

4. 如請求項 1 所述的生物晶片還包含：

一打線區，包括一電性連接該 N 個控制單元中的第一個控制單元的資料輸入墊、一電性連接該 N 個控制單元中的第 N 個控制單元的資料輸出墊、電性連接 N 個控制單元的一時鐘墊、一第一控制墊、一第二控制墊、及

一 第三控制墊，該打線區設置於該微電極點陣列之一側，且不位於該蓋體的下方，用以供該生物晶片打線封裝使用。

5. 一種生物檢測設備，包含：

一 生物晶片，包括：

一 微電極點陣列，包括 N 個微電極， N 為整數且 $N > 1$ ，該 N 個微電極彼此間隔地排列；

一 蓋體，設置於該微電極點陣列的上方，並接收一偏壓信號，且包括一液滴空間，以容置液滴；

一 屏蔽層，設置於該微電極點陣列的下方，用以隔絕來自該蓋體的電磁干擾傳遞到其下方；及

N 個菊鍊串接的控制單元，設置於該屏蔽層的下方，每一控制單元位於所對應的微電極的下方，並各自電性連接所對應的該微電極以提供一微電極信號至所對應的該微電極，且每一控制單元接收一時鐘信號、一第一至第三控制信號，並根據該時鐘信號及該第一控制信號以選擇一輸入信號或一相關於該微電極信號的量測信號作為一輸出信號，其中，該 N 個控制單元中的第一個控制單元所接收的輸入信號為一用於驅動該液滴的資料輸入信號，其餘 $N-1$ 個控制單元中的每一所接收的輸入信號各自是來自其前一控制單元的輸出信號，

每一控制單元還根據該第二、第三控制信號及該輸出信號來改變其所提供的微電極信號，利用不

同控制單元間的微電極信號與該偏壓信號的壓差來驅動位於該蓋體之液滴空間的液滴；

及

一處理單元，電性連接該 N 個控制單元，並產生該資料輸入信號、時鐘信號、第一控制信號、第二控制信號、及第三控制信號，且接收一資料輸出信號，該資料輸出信號為來自該 N 個控制單元中的第 N 個控制單元的輸出信號，並根據該時鐘信號、第一控制信號、第二控制信號、第三控制信號、及資料輸出信號，使該生物晶片操作於一感測模式，以感測該液滴的位置。

6. 如請求項 5 所述的生物檢測設備，其中，在該感測模式時，該處理單元設定該第二及第三控制信號來控制每一微電極由一第一參考電位放電至一第二參考電位，

該處理單元於每次切換該第一控制信號的準位期間，利用該時鐘信號從該第 N 個控制單元進行讀取，以得到一具有 N 個輸出信號的串列資料，且以第一次切換第一控制信號時每一輸出信號的讀取時間點各自作為所對應微電極的初始放電時間，

該處理單元還以該串列資料中的每一輸出信號的邏輯值變化，作為其所對應微電極的結束放電時間，

該處理單元根據該每一微電極所對應的初始放電時間及結束放電時間來得到每一微電極所對應一放電時間，

該處理單元再設定該第二及第三控制信號來控制每

一微電極由該第二參考電位充電至該第一參考電位，

該處理單元於每次切換該第一控制信號的準位期間，利用該時鐘信號從該第 N 個控制單元進行讀取，以得到一具有 N 個輸出信號的串列資料，且以第一次切換第一控制信號時每一輸出信號的讀取時間點各自作為所對應微電極的初始充電時間，

該處理單元更以該串列資料中的每一輸出信號的邏輯值變化，作為所對應微電極的結束充電時間，

該處理單元根據該每一微電極所對應的初始充電時間及結束充電時間來得到每一微電極所對應一充電時間，

該處理單元根據 N 個微電極的充電時間、放電時間、或充電與放電時間，決定 N 個微電極的上方是否有液滴。

7. 如請求項 6 所述的生物檢測設備，其中，該處理單元具有一查找表，該查找表的內容相關於複數不同種類的液滴對應 N 個微電極之充電時間及放電時間的關係，該處理單元還根據 N 個微電極的放電時間、充電時間、或放電與充電時間，與該查找表的內容相比較，以獲知 N 個微電極上方之液滴的種類。
8. 如請求項 5 所述的生物檢測設備，其中，該生物晶片根據該資料輸入信號、該時鐘信號、該第一控制信號、該第二控制信號、該第三控制信號、及該偏壓信號，還操作於一驅動模式，

在該驅動模式時，若該液滴在第 k_1 控制單元的上方，要驅動該液滴往相鄰的第 k_2 控制單元的上方移動時， $1 \leq k_1 \leq N$ ， $1 \leq k_2 \leq N$ ，使第 k_2 控制單元的微電極的電壓準位為一第二參考電壓，且其餘微電極的電壓準位為一浮接電壓。

9. 如請求項 5 所述的生物檢測設備，其中，該蓋體還包括：

一第一電介質層，設置於該微電極點陣列的上方，且具有一第一表面；

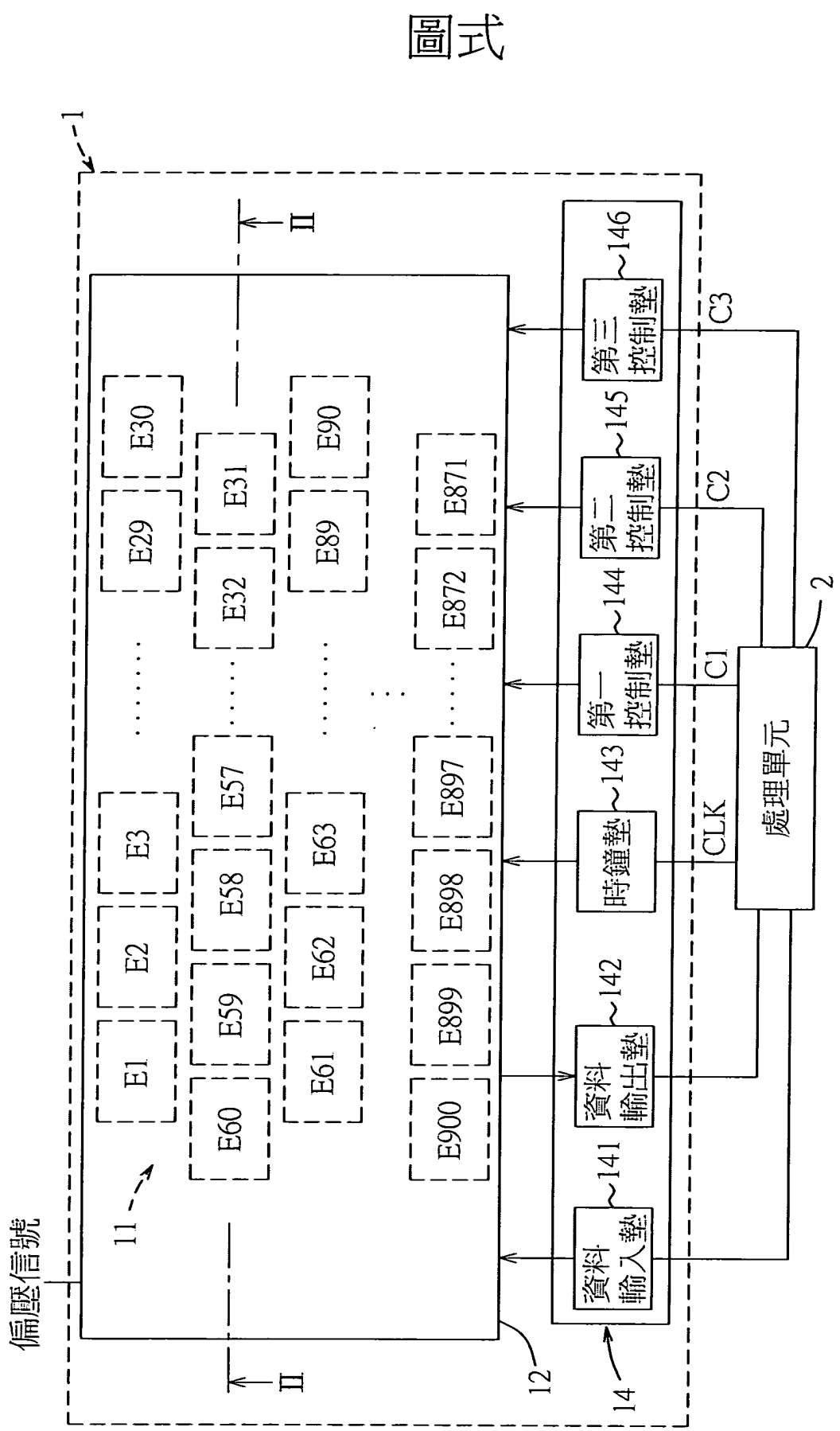
一第二電介質層，間隔地設置於該第一電介質層的上方，且具有位於相反兩側的一第二表面及一第三表面，該第一表面及該第二表面位於該第一電介質層及該第二電介質層之間；

二疏水層，分別形成於該第一電介質層的第一表面與該第二電介質層的第二表面，該二疏水層之間為該液滴空間；及

一第三電介質層，形成於該第二電介質層的第三表面，並接收該偏壓信號。

10. 如請求項 5 所述的生物檢測設備，其中，該生物晶片還包括一打線區，該打線區包含一電性連接該處理單元與該 N 個控制單元中的第一個控制單元的資料輸入墊、一電性連接該處理單元與該 N 個控制單元中的第 N 個控制單元的資料輸出墊、電性連接該處理單元與該 N 個控制單元的一時鐘墊、一第一控制墊、一第二控制墊、及一第三控制墊，該打線區設置於該微電極點陣列之一側，

且不位於該蓋體的下方，用以供該生物晶片打線封裝使用。



圖式

圖 1

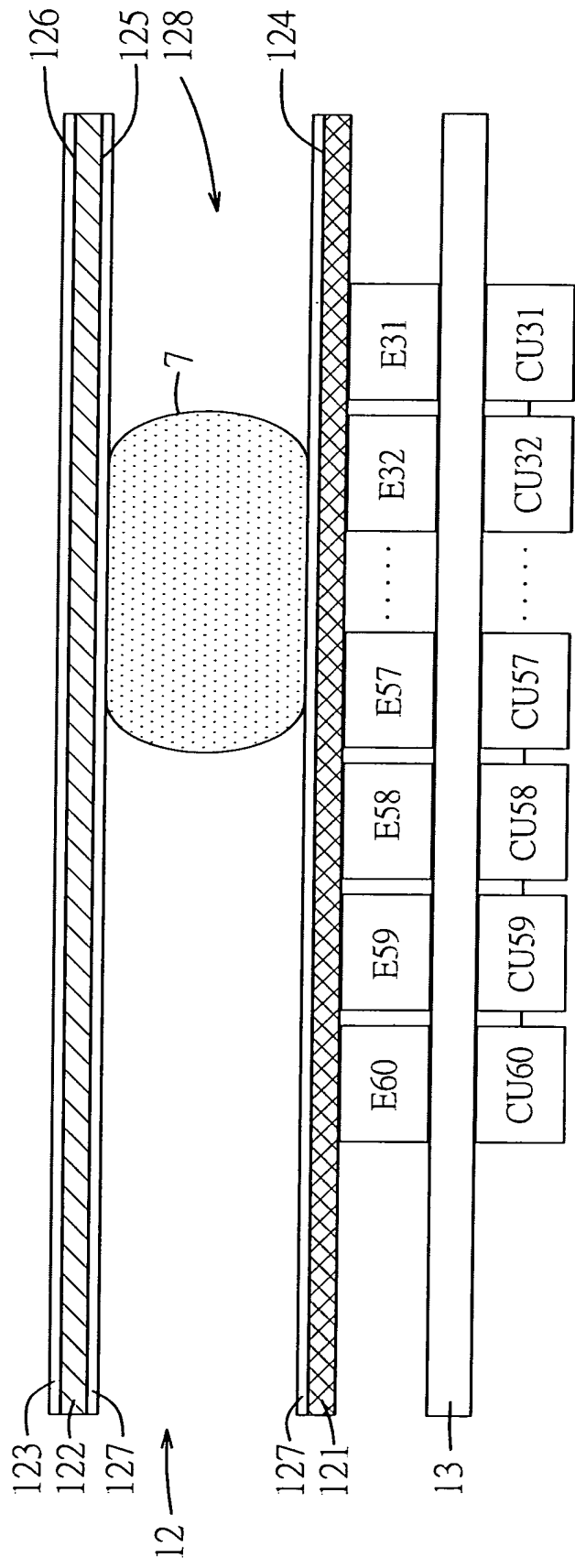


圖 2

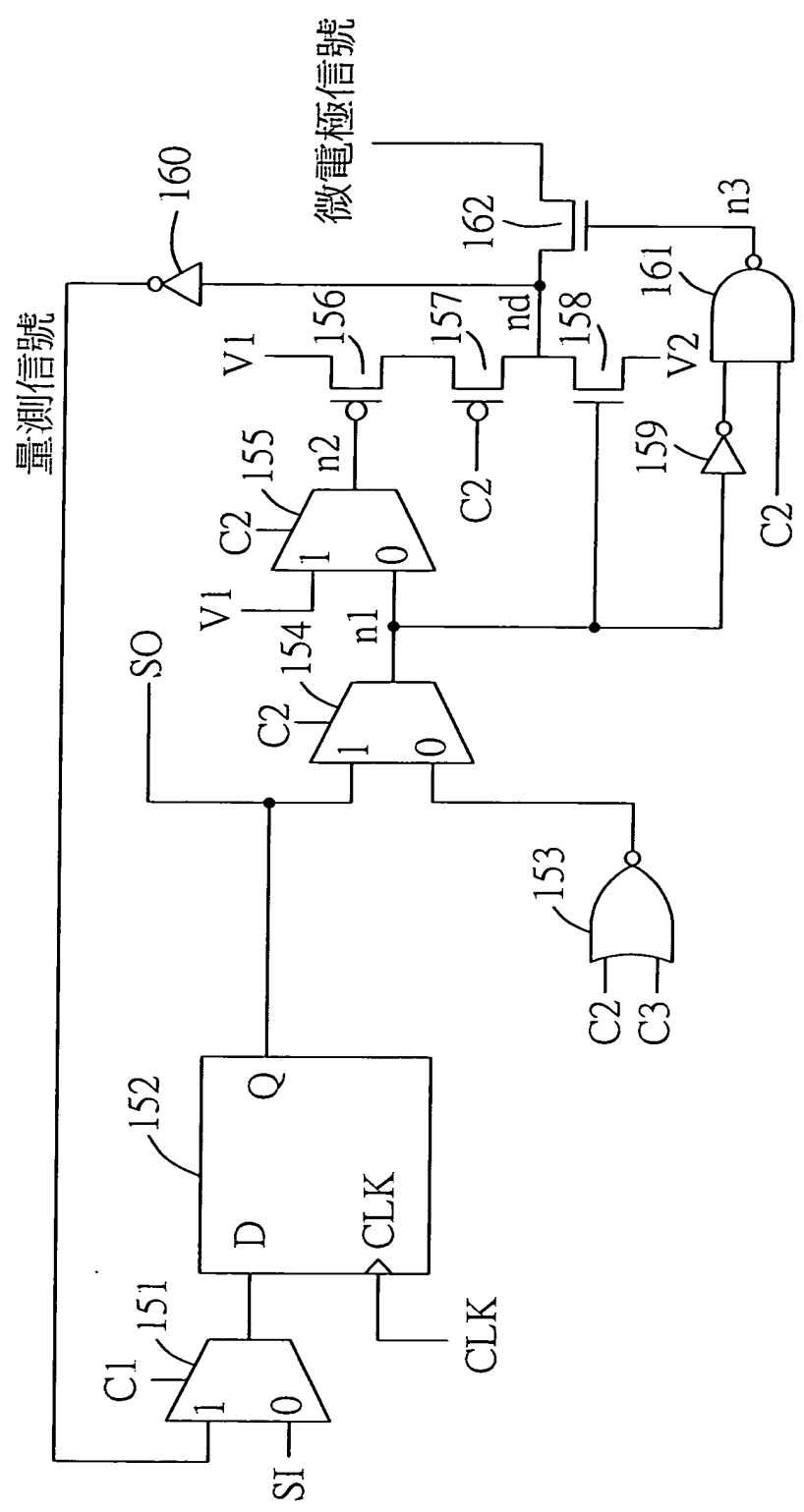


圖 3

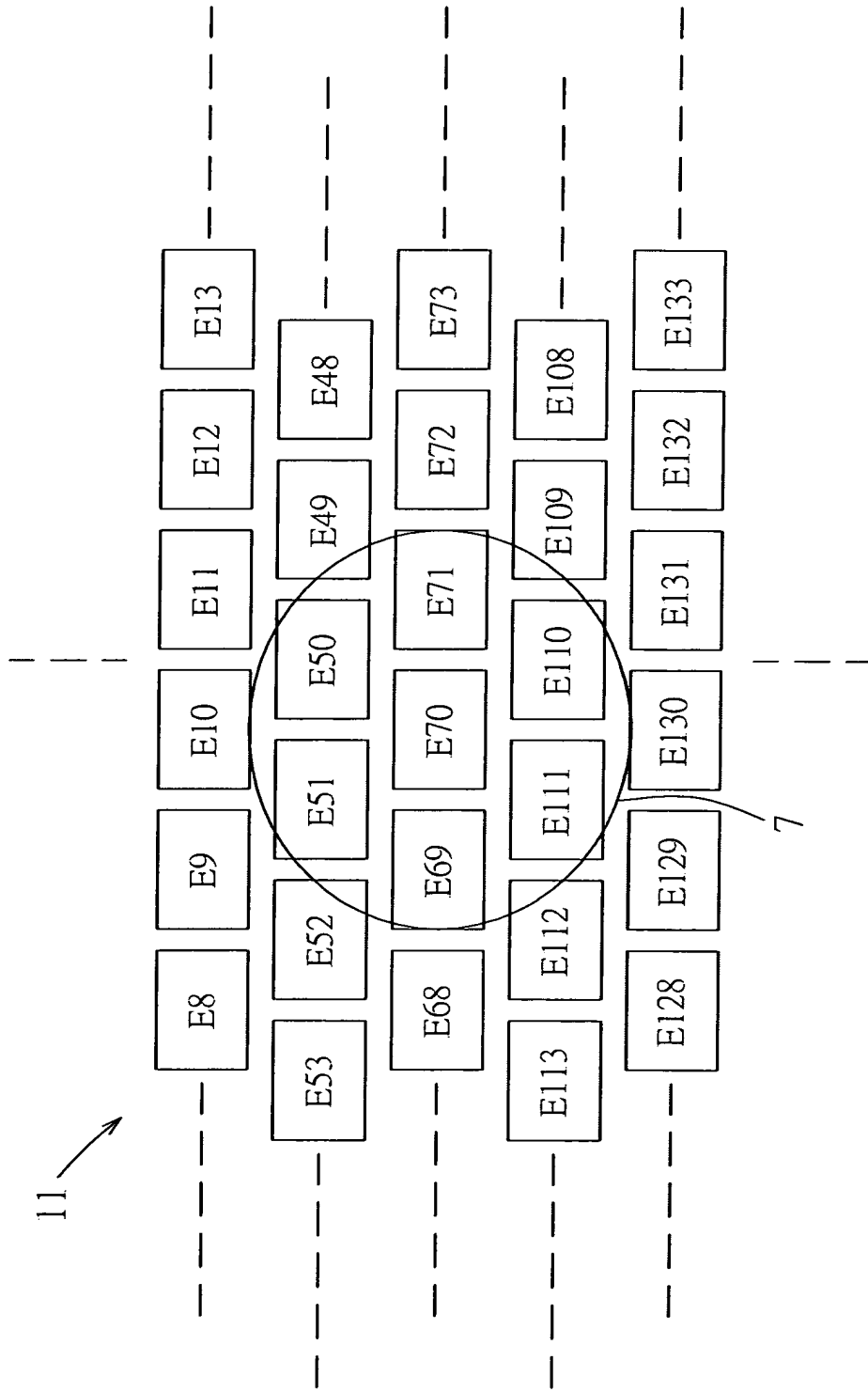


圖 4



圖5

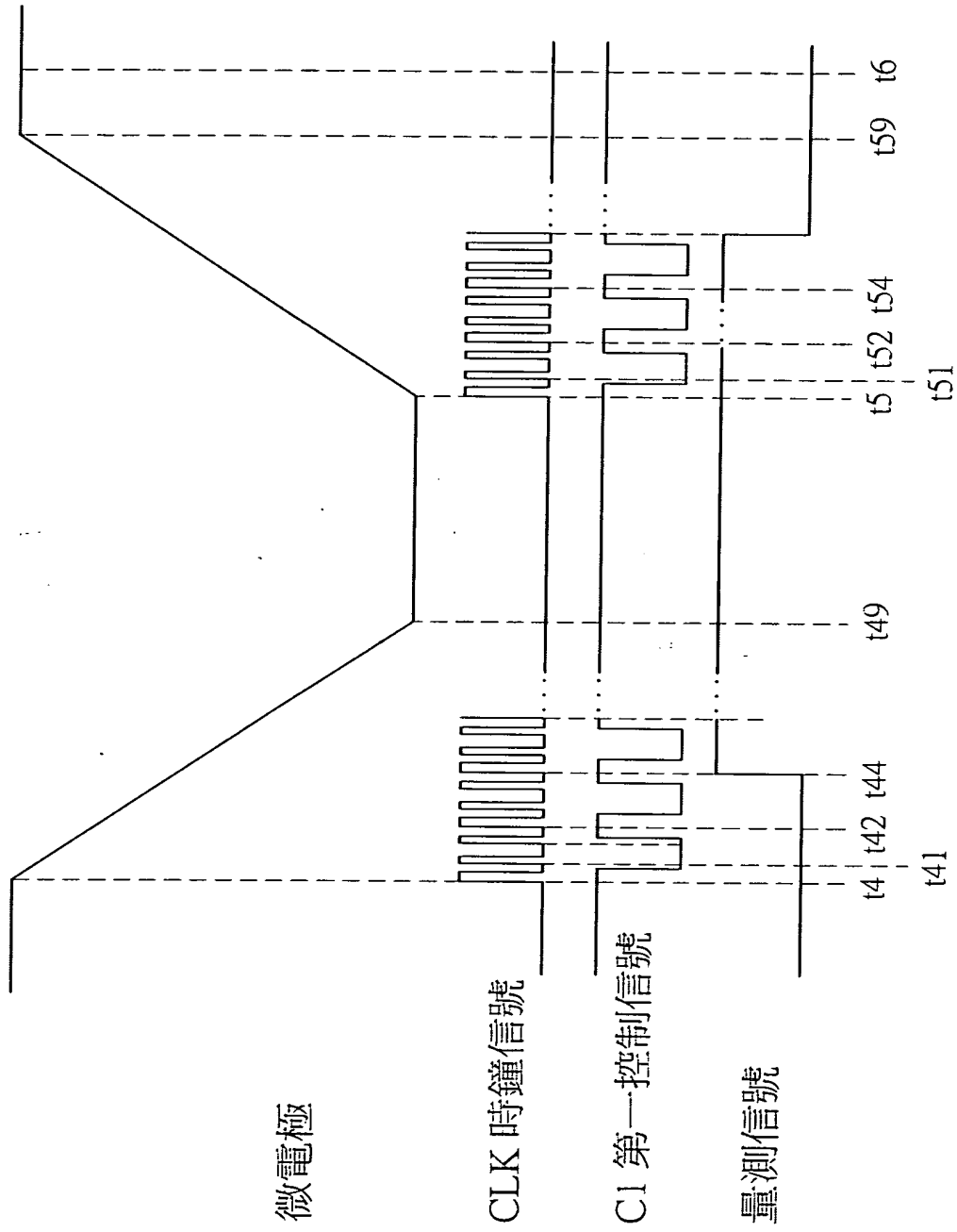


圖6