

第一章 緒 論

1-1 前言

微機電系統(Micro-Electro-Mechanical System, 以下簡稱 MEMS)是在半導體製程技術的背景下, 所發展出的一個新的領域, 泛指結合電子與機械等元件所組成之系統, 其製作尺度及動作範圍在微米等級之結構。利用半導體製程技術如薄膜沈積(deposition)、微影(photolithography)、蝕刻(etching)和其他微機械製程技術, 如 MEMS 特有的基體微細加工法(bulk micromachining)[1-5]和表面微細加工法(surface micromachining)[6-8]在矽晶片上製作出微感測器、微致動器進而組成一微系統, 由於尺寸縮小使得元件頻率響應加快, 可大幅提高解析度和靈敏度, 元件輕薄短小具可攜性, 加上利用半導體製程具有批次製造(batch fabrication)等優點, 被視為在各個領域上如光學、射頻、生醫領域所不可或缺之關鍵科技, 使得近年來有關 MEMS 的研究普遍受到重視。

近來微機電研發之焦點部分集中在生醫及奈米尺度應用技術上, 諸如基因晶片[9-10]、毛細管電泳晶片[11]、微電極陣列[12]、藥物釋放系統[13]、原子力顯微鏡(AFM)之探針[14]、IBM 發展之新型硬碟系統[15]等。在上述例子中, 其中一個重要的技術便是微探針的製作, 及其與各種微結構的整合: 不論是與懸臂樑整合, 扮演探測試片表面性質之探針; 與熱致動器整合, 以供加熱高分子材料紀錄資料用之探針; 與微流道整合, 作為藥物釋放系統之微針頭; 還是與導線整合, 供感測訊號之微電極陣列, 針狀結構都佔有舉足輕重的地位。

1-2 文獻回顧

目前有許多關於微探針製作[16-20]，以及將微探針與微流道整合的文獻[21-24]，但是將三維微探針結構整合導線甚或是與平板整合使之致動的例子並不多見，本小節將分別針對兩種微探針的發展及製作，及所面臨的挑戰作探討與回顧。

1-2.1 整合電極與傳導線結構—微電極陣列

以微電極陣列為例，其為微探針與導線結構整合之應用，近年來在神經科學領域的應用上一直扮演著非常重要的角色。以往記錄神經電訊號採用單一玻璃電極，來瞭解神經細胞訊號的變動情形，但當神經細胞產生電信號反應時，其鄰近神經細胞同步產生電訊號（synchronous firing）的機率也會跟著提高[25-27]，但該單電極無法同時量測多個細胞的反應。且由於生物體內細胞的大小約為數十微米，傳統單一玻璃電極在應用上，需透過特殊蝕刻鎢電極才能製作該尺度之探針，若改採用微機電技術，則可以輕易設計微電極陣列間距和針尖，以接近目標尺度。又因為微機電技術可批次製造出陣列形式之探針，故微機電技術製作之微電極陣列，不但可同時對多個神經細胞記錄神經電信號，以助於瞭解神經網路如何運作，且由於尺度與神經細胞相近，將更容易完整記錄神經信號之傳遞。

與導線整合之微電極陣列主要分為平面電極[28]與三維微電極[29]兩大類。其中三維微電極陣列，對於記錄分析神經電訊號時間、空間分佈等特性具較大之優勢，該結構具穿刺進入生物組織內能力，可有效縮短電極與細胞之間的距離，以得到較大的生物電訊號輸出。

1991 年 R. A. Normann 等人,在 n 型矽晶片上製作出電極長 1.5mm 的微電極陣列[29-32],如圖 1-1 所示,此製程利用熱擴散方法製作導電針狀電極,以 p n 接面作電性絕緣,將線路從矽基材正面導通至背面,降低導線大小和數目對三維微電極間距的影響,並可利用錫球接合技術 (solder bump technology) 一次連接大量導線。又該高深寬比之電極長度為晶圓切割的初始結構所定義,並由等向性濕式溶液蝕刻電極減低應力集中現象。然熱擴散步驟中,溫度梯度均勻性的控制,矽晶片之中晶格缺陷,將造成隨機橫向擴散現象 (Random walk),致使與矽基材垂直正交的 P+通道無法完整成形,且易造成電極短路問題。

除了以熱擴散之方式製作整合導線之結構外,也可以直接定義導線於電極的同一面[34-37],M. Heuschkel 等人先行於玻璃基板上蝕刻出高度約 60 μm 之探針形狀後,以厚膜光阻金屬剝離技術 (lift-off) 定義白金導線,再以環氧化物覆蓋住導線使之絕緣,只露出約 40 μm 電極的部分供紀錄訊號[33-34],如圖 1-2 所示。又 Thiebaud 等人,則使用非等向性濕式蝕刻於矽基材上,製作高度為 47 μm 三維微電極結構,並以厚膜光阻金屬剝離技術 (lift-off),製作金屬導線[35-36],再沉積氮化矽薄膜作電性絕緣,如圖 1-3 所示。此兩種做法,因為晶片上存在探針高低差,限制後續塗佈光阻製作導線之製程,且不論哪一個製程,若需越長的電極,電極的直徑也就越大,將影響到電極數目和間距。而 P. Griss 等人,雖然以三個步驟之乾蝕刻,成功做出如圖 1-4 所示長度 100 至 210 μm 三維微電極陣列[37],但該電極之導線利用蝕穿晶面之孔洞配合蒸鍍製作,若考慮針狀電極密度,將限制垂直

孔洞開口多寡，無法製作個別電極導線。

此外，亦可利用組裝的方式達成三維微電極陣列之製作[38-42]，如 2000 年 K. D. Wise 等人，將二維平面電極組成三維且長度可變化之微電極陣列，電極長度最長達 2.5mm，且避開了矽晶片不易作導線的問題 [38-40]，如圖 1-5 所示，然該製程只能做薄電極，在刺穿組織進行紀錄訊號上，電極的強度尚需考慮，又微組裝過程複雜且費時，不易掌握，可能造成每次製作的微電極特性皆有所差異之風險。2003 年 S. Takeuchi 等人則利用磁自組裝技術，使平面加工製造之針狀結構抬昇，成為三維微電極陣列[41-42]，如圖 1-6 所示，其中，電極陣列及底材分別由金屬薄膜及高分子材料所構成，側向剛性夠強，但受限於平面加工製程及其自組裝技術，不但限制了電極間距，且薄板結構會存在對組織造成較大的傷害等問題。

1-2.2 整合平板與彈簧結構—微力感測器

探針與平板等運動結構整合，加上適當之驅動裝置，即可應用於量測表面機械性質、微元件機械特性檢測系統，或感測微力之用 [43]。不論何種用途，該系統皆須包含接觸試片表面之探頭、微驅動探頭裝置、大行程驅動裝置、感測器以及控制線路等部分。目前較成熟的整合技術為 AFM 探針系統，可用於進行薄膜相關機械特性分析 [44]，再與其它量測機械特性之方法，如動態量測[45-47]、拉伸測試 [48]、靜電驅動量測[49]等之方式作一比較。且因 AFM 探針尖端為奈米等級，更具有了解奈米碳管或奈米薄膜特性之潛力[50-52]，以期更能掌握未來之應用方向。而目前大部分 AFM 所使用之微探針為微機電技術製造。其主要原因為微機電技術所製作之探針尺度適中，並提

供了可批次製造及大量生產探頭的途徑。在以 AFM 方式量測原子力的過程中，其探針附著於單邊固定之懸臂樑之上，且因作動模式屬被動式結構，易受原子間作用力影響，造成接近試片表面時，探針突然急速接近試片，而離開試片表面，探針又突然跳開的現象無法控制，故無法真正萃取出應力施加於待測物上之大小，也因此若以此型態之微探針應用於微力感測上，將造成測量限制。因而在結構設計上，希望能夠跳脫該被動式懸臂附加探針的型態，改用支點在中間之扭轉運動平板附加探針設計，於微力感測上將具有主動控制之優勢，將可大幅提升解析度。然目前尚未有直接整合探針與平板製作之微力感測器文獻，故以下將對於透過組裝方式，整合探針的文獻作一回顧。

目前具有扭轉軸、可於兩端控制平衡位置設計的微力感測元件，可分為電容式、光槓桿式、以及整合光纖干涉計三種，其中電容式又分為平衡式電容差以及電橋式兩種。1992 年，平衡式差動電容法由 AT&T Bell Laboratories 的 G.L. Miller 等人提出，如圖 1-7 所示為側視中間有軸支撐的形式[53]，又如圖 1-8 所示，包含平板與彈簧整體結構，感測裝置以及黏附上去之探針，此種感測方法靈敏度高、結構簡單，並可藉由回授控制電壓計算出壓痕作用力[54]。同年，Sandia National Laboratories 的 S.A. Joyce 等人提出由雷射加工 Be-Cu 合金製作運動平板與扭轉彈簧，50 μm 雲母片墊高該結構提供運動空間，並以平衡式電容差法量測之微力感測器，如圖 1-9 及圖 1-10 所示，分別為其整體結構示意圖以及感測迴路系統，此技術可提供 10nN 之力量解析度，但因其感測器本身電容值只有 10pF 左右易有難以回授控制之問題，而當運動平板支點非預期變形時，亦因感測方式之限制無法偵測[55]。其後於 1995 年，大阪大學(Osaka)N. Kato 等人仍利用

BeCu 合金製作如圖 1-11 之主結構，並借助光槓桿技術控制平衡式差動電容感測器之電極距離，如圖 1-12 所示，提高力量解析度達 0.07nN ，然其儀器過於龐大不利整合且亦無法偵運動平板支點的變形量來調整造成壓痕作用力之誤差，仍須再改進[56]。2003 年，工研院量測中心 K.K. Chang 等人提出可以整合光纖干涉計之方式，其整合程度較高，並可得到最小量測之微力值為 23nN [57]。

1-3 研究動機與目標

綜上所述，除發現微探針製作應用層面之廣泛外，並得知微探針於整合導線與平板上的可塑性，故本文將針對兩個實例進行研究，並說明探針與其他微機電元件整合之應用，其中包含對於整合導線且具有適當絕緣之微電極陣列，以及整合平板與彈簧之微力感測器元件結構開發。

如何做出合適的微電極形狀、長度、間距，並克服矽晶片上因結構高低差而不易製作導線的問題，以及適當位置之絕緣保護，為三維微電極發展的關鍵，本研究之其中一例將以紐西蘭家兔視網膜細胞尺寸作為設計探針之依據。除了研究微探針製程技術外，也探討將微針頭及相關電路、前級放大器 IC 等，整合在三維微電極陣列晶片上之可行性，並利用所取出之視網膜作感測，驗證該微電極功能，幫助瞭解神經電信號傳遞、編碼及各細胞間關連性。

另一各實例則是探討如何以適當製程，製作整合微探針與運動平板之構造，以供的微力感測器用，避免需透過組裝方式整合探針之不

便，會是本文欲開發此元件之關鍵點。其它問題諸如：如何大行程致動該元件、小行程控制運動平板，以及整合偵測位移量系統的設計，都需被仔細評估。因本例中預計整合光纖感測器作為感測位移變化之用，故其中運動平板之彈簧尺寸設計，須符合該偵測器之解析度，方可收測量之功效。此外，本文亦希望透過新的製程整合方式，設計不同之結構組合，以期作為更多應用的雛形參考。



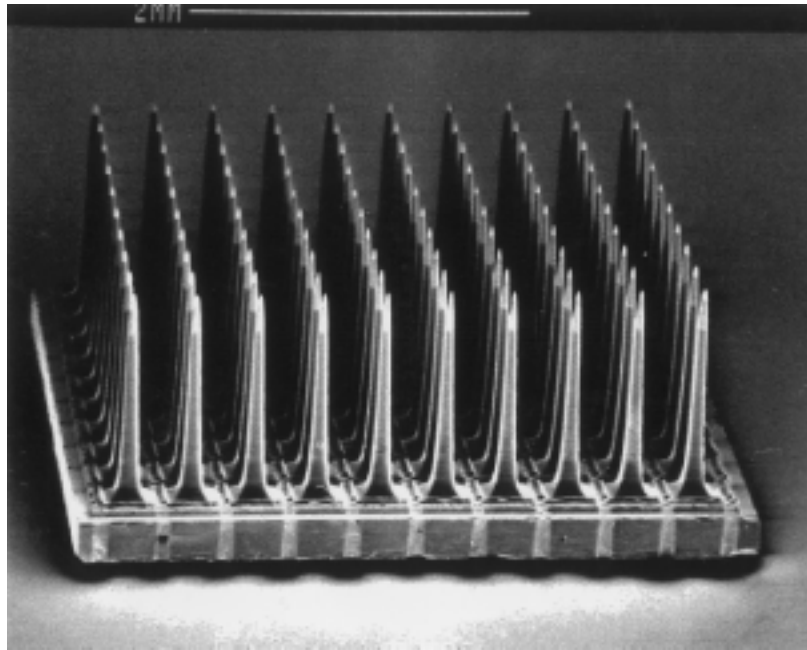


圖 1-1 熱擴散製作之三維微電極[29]

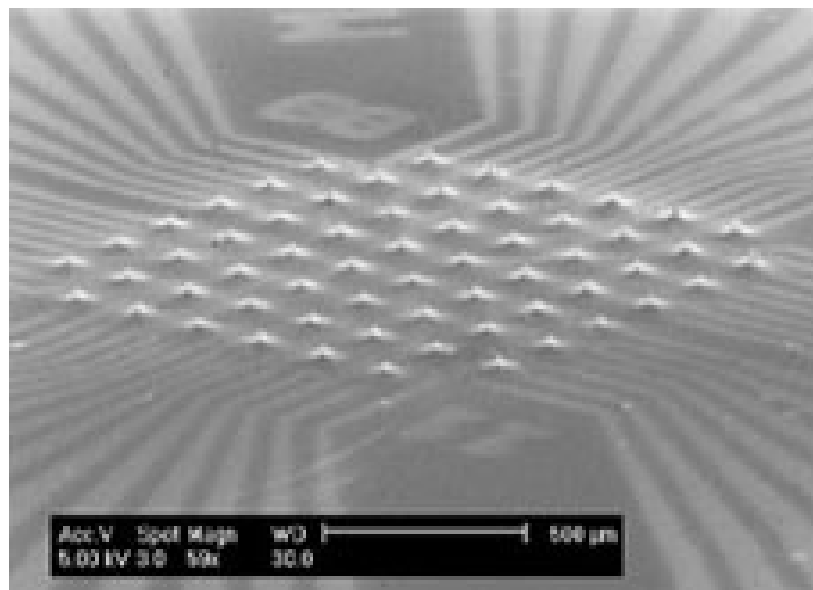


圖 1-2 製作於玻璃基材上之三維微電極[33]

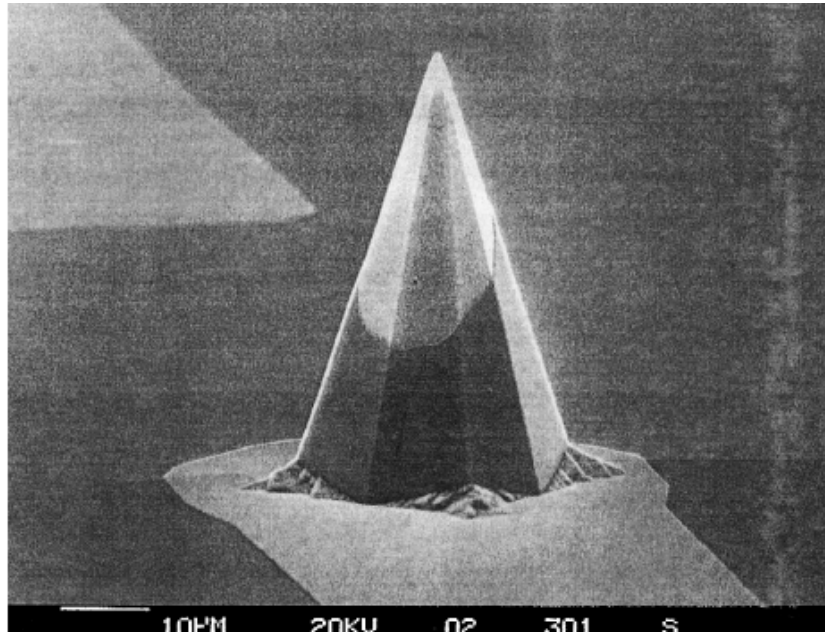


圖 1-3 非等向性蝕刻加上厚膜光阻製作之三維微電極[35]

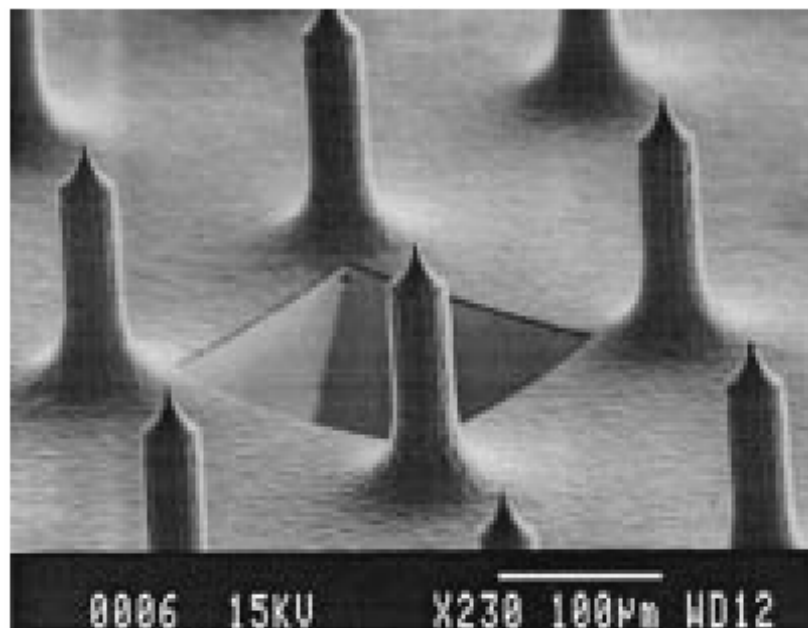


圖 1-4 三維微電極[37]

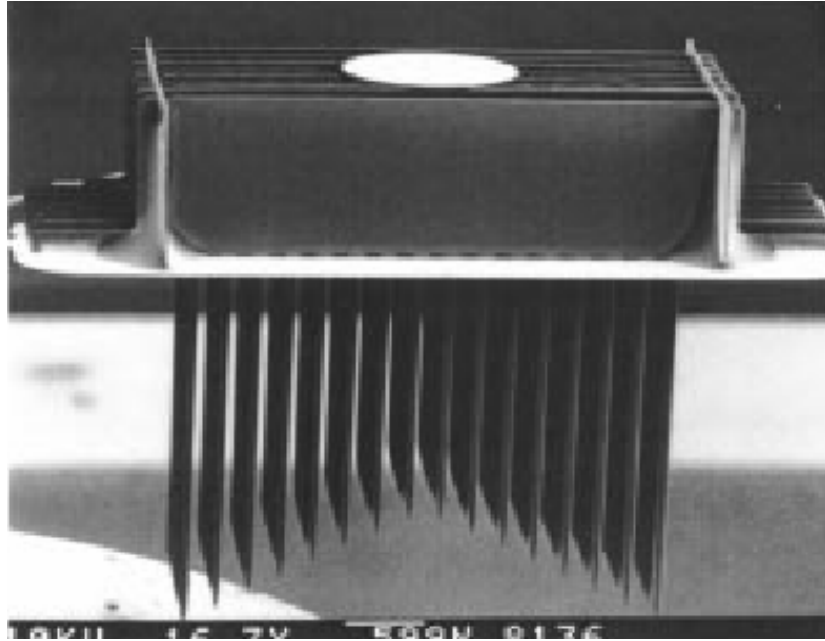


圖 1-5 微組裝之三維微電極陣列[38]

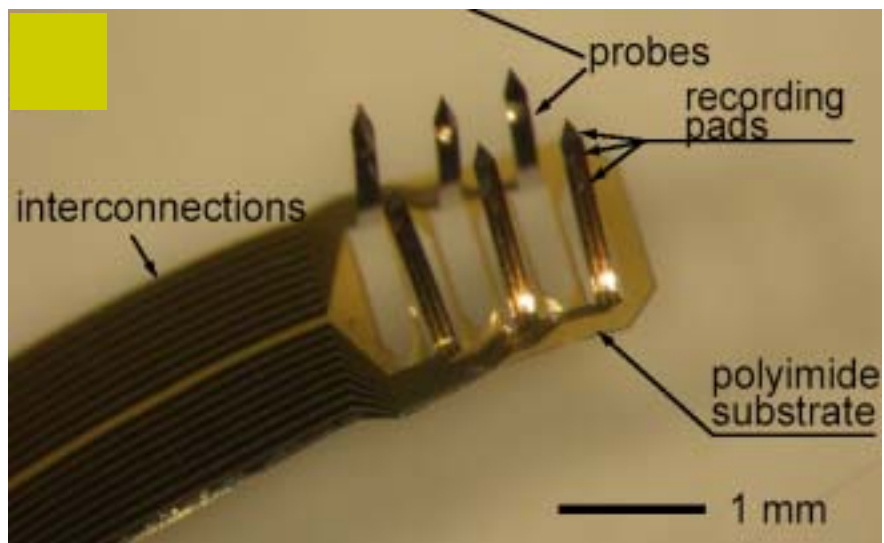


圖 1-6 磁自組裝之三維微電極陣列[41]

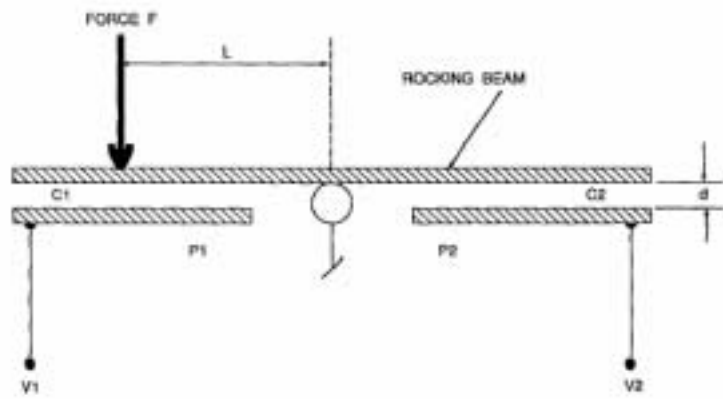


圖 1-7 平衡式差動電容法[53]

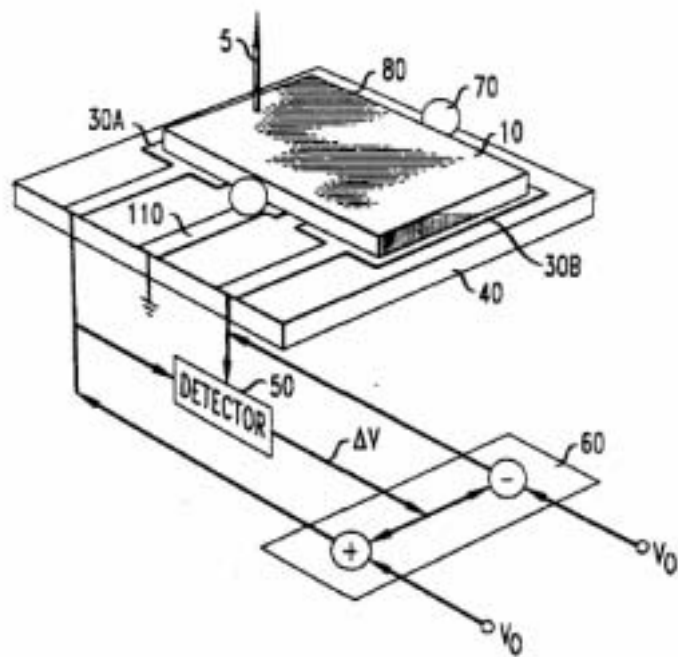


圖 1-8 利用平衡式差動電容法感測之微力感測器[54]

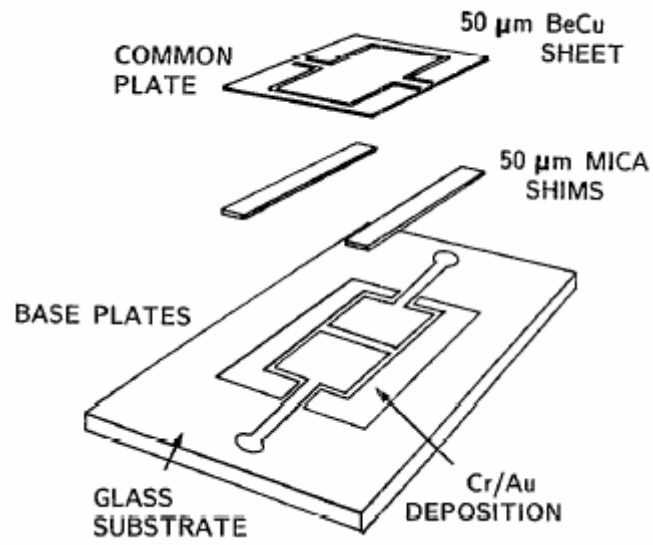


圖 1-9 Be-Cu 合金製作之微力感測器[55]

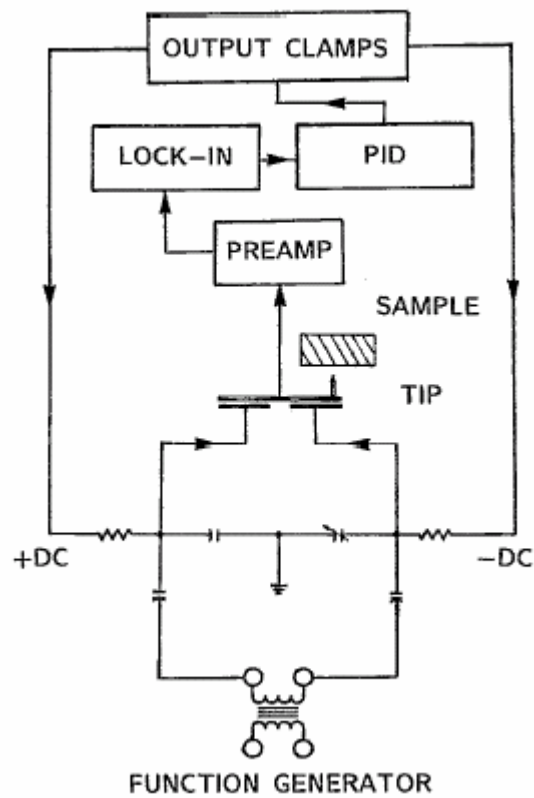


圖 1-10 控制迴路示意圖[55]

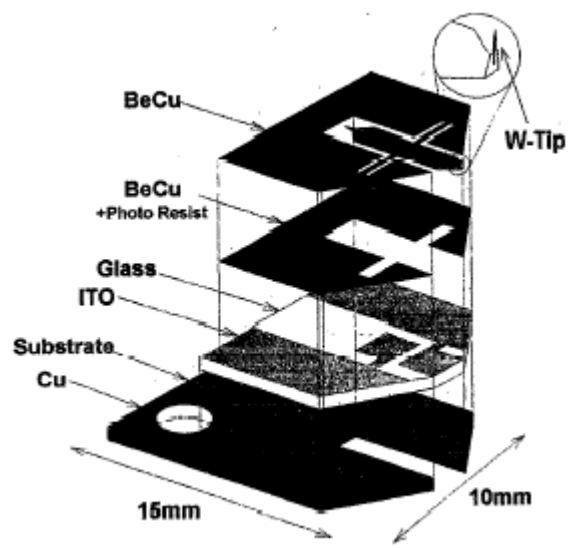


圖 1-11 微力感測器組裝示意圖[56]

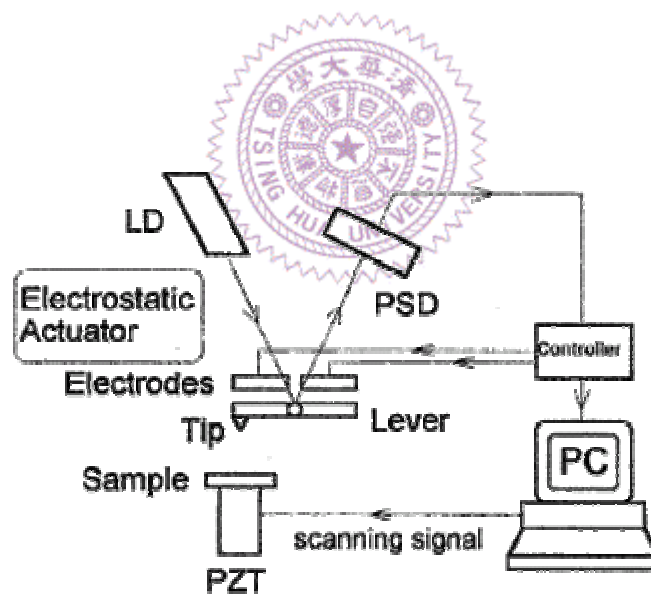


圖 1-12 利用光槓桿量測之微力感測器系統圖[56]