第十三章　微機電系統應用

13.1 微光機電系統

13.1.1 系統簡介

1969 年 Miller 提出「積體光學」的概念，希望利用光波導連接每個光學元件，就如在積體電路用微線路連接每個電晶體。然而，光波導的技術卻一直無法整合在自由空間 (free-space) 的光學系統中。但基於自由空間光學具有形成光學影像，以及能產生繞射極限的聚焦點等優點，能夠廣泛應用在光學顯示器、光儲存、光開關及檢測系統，因此需要另外一套有效且適合的技術來整合。

微機電系統在光學上具備了諸多潛力：(1) 由於光本身不具質量，只需很小的能量即可驅動微元件，(2) 對光而言，微小位移可有顯著的作用，(3) 微小化之光機電元件具有迅速反應與快速運動的特性，(4) 無需與環境作直接的接觸，具有容易封裝的特性，(5) 具有微小化且可大量製造的製程特性，不僅使其具有整體成本降低的潛力，也具有高度商業化之可行性。藉由微機電技術，更可將可產生微小位移的機械結構精確地定位並製造在矽晶片上，應用於光學系統中更是如魚得水。例如，若能利用微機械結構在干涉儀造成一個四分之一波長位移的改變，就能達到開關的效果。相較於一般的微小光學元件，微光機元件就顯得更精小、更輕巧、更穩固，並且可達到快速轉換 (高的共振頻率)。因此可藉由微機電技術和光學的緊密結合，可衍生出一套嶄新的技術—微光機電系統技術 (MOEMS 或 optical MEMS)。

自 1997 年，IEEE/LEOS 舉辦第一屆國際微光機電系統研討會 (Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems, MOEMS)，到 2000 年改為 Optical MEMS，僅短短數年的時間，技術與應用已不斷地創新，不論是在光纖通訊、光感測、影像顯示技術及生醫領域等，都有無限的發展潛力。微光機電系統結合了半導體、光、機、電的特性，使得資料傳遞過程中，可一直保持在光的形式 (光－光) 傳輸，而不需轉換至電子資訊層的架構，進而開展了微光機電系統在全光網路之光纖通訊上的可能與機會，其元件包括：可調變式雷射 (tunable laser)、調變器 (modulator)、可調變式光濾波器 (tunable filter)、光開關 (optical switch)、增益

第 13.1 節作者為黃榮山先生。

等量器 (gain equalizer)、光波塞取多工器 (wavelength division add/drop multiplexer, WADM) 及可調變式接收器 (tunable receiver) 等。在影像顯示技術方面也有相當的發展，最著名的例子便是德州儀器 (Texas Instruments, TI) 公司所研發出的數位微鏡面元件 (digital micromirror device, DMD)，其運用在投影顯示器上，為成功的商業成品；另外相關的元件如光柵式光閥元件 (grating light valve, GLV) 及微致動閃耀式光柵等。生醫技術方面，利用微光機電系統技術應用在光學同調斷層掃描儀 (optical coherence tomography, OCT) 上，可達到微小化、高掃描速率之皮膚癌、口腔癌檢測等生醫應用領域。

由此可見，微光機電系統技術在全球具有不可忽視的市場競爭力，而全球的學術界與產業界也花費相當的人力與經費在上面，以期能將此技術發展得更趨成熟，帶來龐大的商機。

13.1.2 顯示器

隨著科技的發展，網路與多媒體已經成為現代人不可或缺的生活必備要件，相對地，對於顯示器品質的要求也快速提升。在各種新型的顯示技術發展下，傳統的光學元件由於體積大、重量重，已經不能符合當前追求重量輕、品質佳的需求，而逐漸被淘汰；起而代之的微型光學元件，由於具有體積小、重量輕等優點，已逐漸被應用在創新的顯示技術上，其中又以數位微鏡面元件 (DMD) 及光柵式光閥元件 (GLV) 發展得最為完備，已經成功商品化。以下僅針對此二種微光學元件之原理以及其應用面作探討。

(1) 數位微鏡面元件

數位微鏡面元件 (DMD) 是由德州儀器公司的 Larry Hornbech 等人在 80 年代研發出來，以微機電技術配合半導體製程，將元件的微結構與 CMOS 電路整合在一起，能有效地控制微鏡面致動，是最具代表性之商品化微機電系統微型顯示器。

基本上，數位微鏡面元件就是一個靜電致動式可偏轉的微鏡面，鋁材質的微鏡面連接在非常薄的扭轉鉸鏈 (torsion hinge) 之上，懸浮在矽基材上，矽基材之上連接有一組電極以及靜態隨機處理記憶體 (SRAM) 單元，其結構如圖 13.1 所示。

其微鏡面設計的可操作角度為正負 10 度，而控制微鏡面的方法是藉著在微鏡面和偏轉電極間施加一個電壓，使得微鏡面以扭轉鉸鏈為轉軸而旋轉，其基本操作如圖 13.2 所示。數位微鏡面元件便是利用此機構，而應用在各種顯示元件中。

德州儀器公司對於數位微鏡面元件最初的設計，是應用於數位光學處理引擎 (digital light processing, DLP) 的投影顯示器上，光源射出經由透鏡聚光至一色彩濾光盤上，將白光分為紅、綠、藍三色，再投向數位微鏡面元件上。微鏡面向光源時，反射入射光，在螢幕上就為亮的畫素；偏離光源時，就成為暗的畫素。而微鏡面在一秒之內可以轉動的次數高

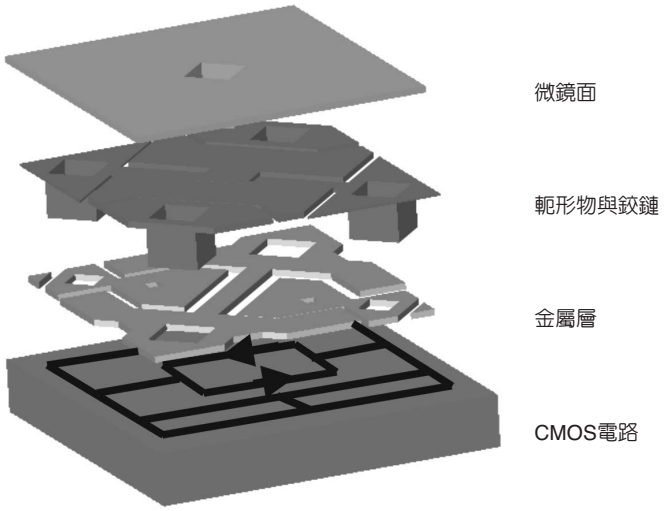


圖 13.1
數位微鏡面元件之示意圖。

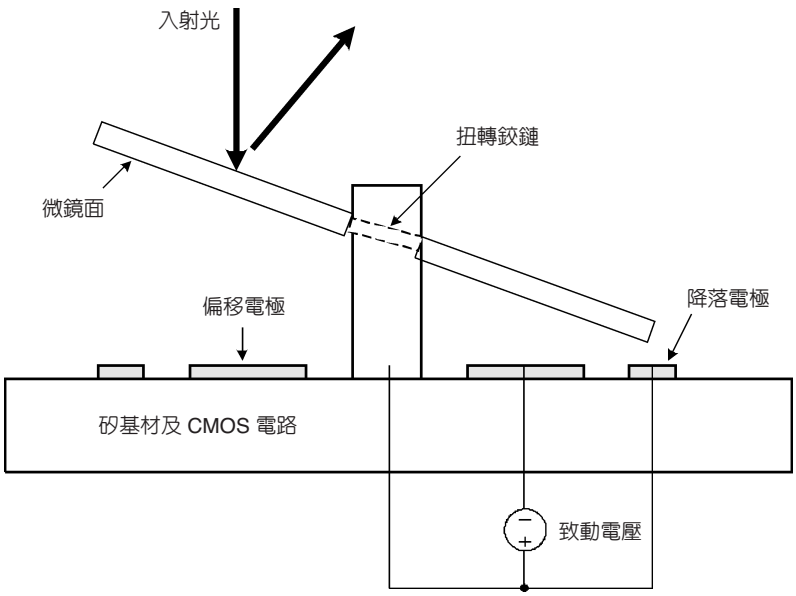


圖 13.2
德州儀器公司生產之數位微鏡面元件基本操作示意圖。

達數千次，故如果在單位時間內亮的次數多於暗的次數，則畫素就產生比較亮的灰度表現；反之亦然。這樣一來，此一數位光學處理引擎便能產生細微的色度變化，使色彩更生動、鮮明。投射在螢幕上時，每一點的畫素 (pixel) 即是由一個數位微鏡面元件組成，故若顯示器為 XGA (1024 × 768) 之解析度，則元件數量將高達八十萬個。因此產品良率的提升，正是德州儀器公司努力達成的目標。

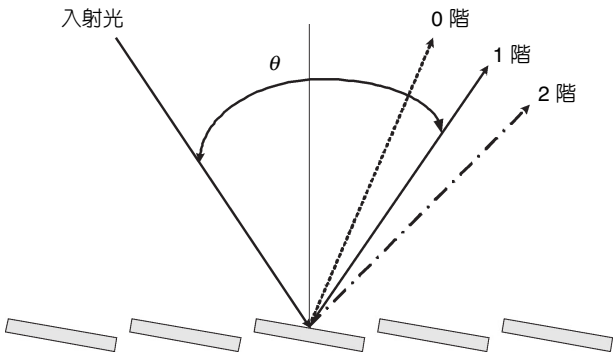


圖 13.3
數位微鏡面元件以閃耀式光柵外形呈現。

由於數位微鏡面元件的鏡面尺寸只有 16 μm × 16 μm，相鄰的鏡面間隙也只有 1 μm 左右，開關時間也很短，只有 20 μs，因此也適合應用於光通訊元件上。若將鏡面陣列致動，就會產生如同閃耀式光柵 (brazed grating) 的效果，如圖 13.3 所示，所以數位微鏡面元件也能當作可開關控制的光柵。唯獨數位微鏡面元件的製作過程實在太過複雜，良率無法有效提高，市場價格居高不下，因此尚有改善之空間。

(2) 光柵式光閥元件

光柵式光閥元件 (GLV) 的技術最早是由美國史丹佛大學的 David Bloom 教授及其學生所發明並申請專利，接著再由公司繼續發展，並將之商品化。目前已應用在光衰減器、光開關，以及投影機等方面。

整個光柵式光閥元件的製造是使用積體電路製程，包括有光罩顯影製程、沉積、蝕刻，以及金屬層製作等各層分布的結構。當元件製作完成並測試好後，再將乾淨的玻璃罩置放在反射條上且以氮氣封住，以避免氧化的情況發生。光柵式光閥元件其中一個被看好的原因就是與 CMOS 標準製程的相容性高，故有機會能達到產量大及成本低的優勢。

當元件裡的反射條同在一個平面上時，元件顯現的行為即是如同一面反射鏡，將入射光沿原路射回；當相鄰的反射條被吸力下拉，使得整個元件形成方井 (square-well) 式的光柵，產生繞射效應，而將入射光繞射回不同的路徑，如圖 13.4 所示，可將不同光波長繞射至不同角度，以應用在顯示器的分光上。就控制一階光繞射而言，只需將反射條利用靜電力下移至約 $\lambda/4$ 的位置，即可決定不同波長的一階繞射角度。故當入射光為白光時，可調整反射條，使得紅、綠、藍三原色的一階繞射光打在同一角度，形成繞射光調色的功能。

光柵式光閥元件的前景看好，其主要的原因除了可以完全用 CMOS 製程生產外，另一個被看好的原因是，光柵式光閥元件沒有像數位微鏡面元件採用可致動的微鏡面，所以反應時間快了 1000 倍，如此一來便有更多的空間向更高解析度發展。這種種優點使得光柵式光閥元件好操控、成本降低，而且在光柵式光閥元件之陣列中，不再需要電晶體，大大地減少製程的步驟。

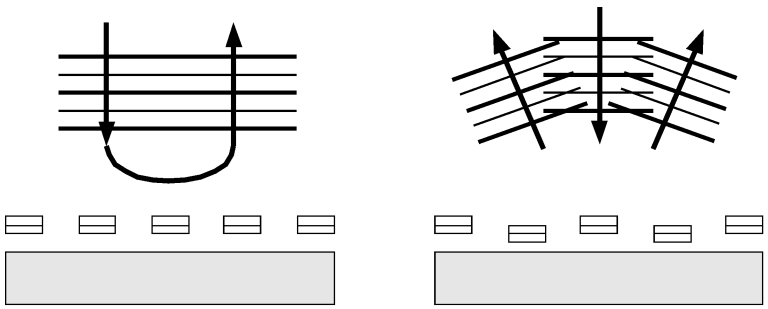


圖 13.4
光柵式光閥元件操作示意圖。

光柵式光閥元件在光通訊方面的應用，可以作為可變式光衰減器 (variable optical attenuator)，在現今多通道的光纖通訊中，每一個通道即各自需要一個可調變光衰減器，因此如果是一個有八個通道的光纖，便需要八個光衰減器。而在這裡，只需使用單一的光柵式光閥元件來取代數個光衰減器，如此一來，可以大幅降低成本，節省空間及能量的消耗。

13.1.3 光纖通訊

光纖的主要成分為玻璃材質，具有不受電磁波干擾的特性，可確保傳輸資訊的保密及穩定。1970 年康寧 (Corning) 公司製造出世界上第一種低耗損光纖，使得每公里傳遞 1 Gbps 的資料成本減低至少一半以上，而光纖於通訊上之應用也大大的邁進一步。現今，隨著資料的傳輸量漸增，為了因應高頻寬傳輸所發展出的高密度多工分波 (dense wavelength division multiplexing, DWDM) 系統，為現今光纖傳輸的主力，其將數種傳輸訊號經由不同波長的光訊號封包，同時經由一條光纖來傳輸，並可適當的擷取或加入訊號以提供用戶端使用，大大增加其傳輸效率，而其中相關元件，如光開關、光衰減器、光放大器 (optical amplifier)、可調變式雷射、光塞取多工器 (optical add/drop multiplexer, OADM) 等，皆是影響傳輸品質的關鍵。

自 1980 年代末期起，微機電系統開始廣受歐美日先進國家矚目，此一創新之領域結合了半導體、電子、機械與化學技術，而將傳統感測器及致動器縮製在矽晶圓上，微機電系統元件及其尺寸的特性，與光波的互動上，具備了諸多潛力且極其密切。此外，在高密度多工分波 (DWDM) 系統上，「光－電－光」轉換程序中光電開關元件使整個寬頻通訊系統產生延遲，而微光機電系統結合了半導體、光、機與電子的特性，使得在資訊的傳遞過程中可維持在光的平台上 (光－光)，而不需轉換至電子資訊層的架構，進而開展了微光機電系統在全光網路之光纖通訊上的可能與機會。因此，微機電技術應用於光通訊上之構想是日新月異，應用範圍也越來越廣，逐漸展露出微機電所佔的重要角色。以下為光衰減器及光開關之簡介，此兩種光通訊元件已成功地商業化，且在 DWDM 系統中發揮微機電之優點。

(1) 光衰減器

現今光衰減器 (optical attenuator) 有許多不同的種類型式，主要可分為固定式光衰減器及可調式光衰減器。固定式光衰減器主要是用來平衡光的能量，其價格普遍較低，而可調式光衰減器能夠主動的平衡光的訊號強度，其發展較有競爭力，應用範圍也較廣，其控制方式可為手動或電子式控制。

光衰減器在性能要求方面，需要低的極化模態色散、極化損失、插入損失及串話等。在製造方面，以往光衰減器是利用電場來改變材料折射率，以控制光的衰減量，而國內所初步發展的光衰減器，大部分是以機械調變方式來控制光的衰減量，利用步進馬達移動葉片或濾光片進入光路中達到減低光能量的目的，其次還有利用熱對各種材料間折射率的關係，當光纖在耦合處加熱光纖，改變纖核的折射率，使部分的光耦合出纖核而造成能量的損失，但其有體積較大且速度較慢等缺點。近來有幾種新興的領域進入光衰減器的研發，其中以微機電 (MEMS) 及液晶 (liquid crystal, LC) 較受矚目，其較以往製作方式有更優越的性能，如較低的極化損失、較低的色散損失及較低的插入損失等，而微機電更具有能夠批量製造、降低成本及能微小致動的特性，使其在光衰減器的製作方面，更能發揮其優點製作出性能更好的光衰減器。

目前國內外有許多的論文及專利，競相研發出更新的微機電技術，以改善光衰減器的性能，降低其不必要的損失。如圖 13.5 所示，其為利用微機電製程製作的梳狀致動器 (comb drive)，利用控制所加之電壓能夠產生非常微小位移的特性，在光纖耦合處的光路中插入一微小葉片並使其與梳狀致動器連接。由梳狀致動器慢慢移動葉片進入光路，而阻擋部分光進入耦合的光纖中，藉著控制輸入梳狀致動器的電壓而達到光的衰減。葉片和光路夾一角度是避免光反射回原光纖中。

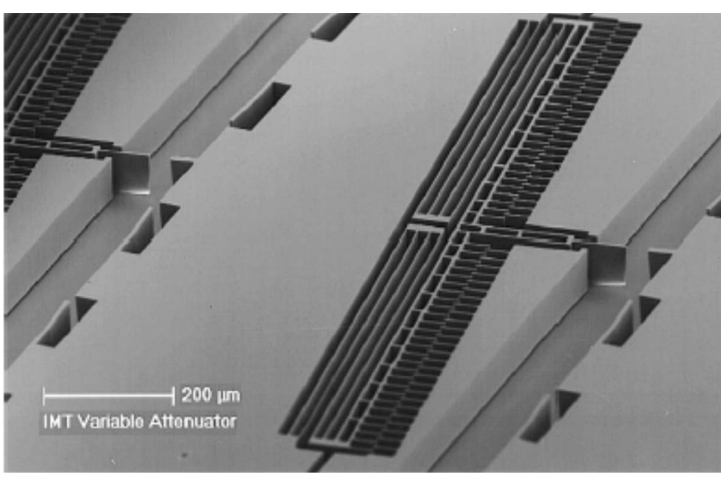


圖 13.5
梳狀致動器[6]。

(2) 光通訊開關

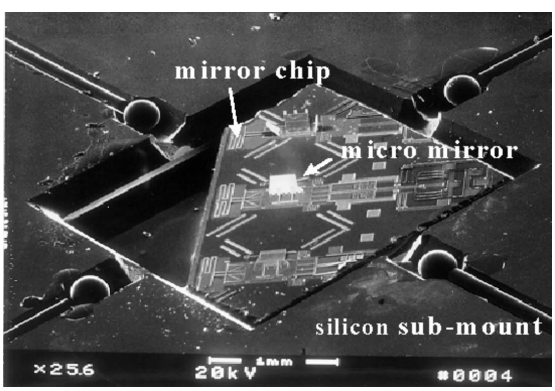
全光光纖通訊網路的關鍵元件「光通訊開關」是目前最迫切需要的元件之一，其應用範圍可分為：自動保護裝置 (protection and restoration)、網路監控 (monitor)、光塞取處理器 (optical add/drop multiplexer, OADM) 及光訊號交換器 (cross connection)。而由上述應用方式之分類，可知光通訊開關在全光網路中將扮演各種角色，且每個角色均有其需求之開關特性，因此應以可擴充性 (scalability)、切換速度、損耗及可靠度 (reliability) 等特性，選擇適當之光開關系統。此外，光開關亦有許多種類，如微機電系統 (MEMS)、液晶 (liquid crystal)、全像 (hologram)、氣泡 (bubble)、熱光 (thermal-optics)、聲光 (acoustic-optics) 等技術，但其中微機電技術以其成本低、切換速度快，以及能有效的將元件微小化之優點，在光開關領域中倍受矚目。微機電所發展之光開關可分為二維式光開關及三維式光開關，以下分別介紹。

① 二維式光通訊開關

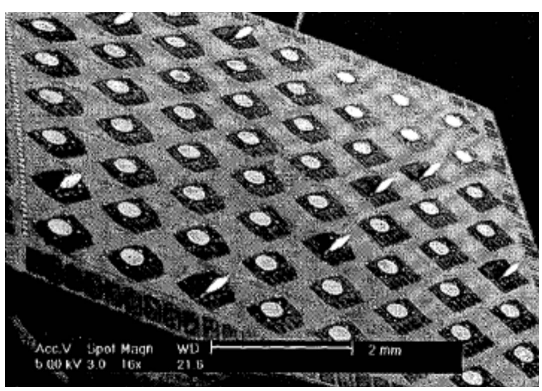
二維之光通訊開關主要是改變光在同一平面上行進的方向，其機制可利用移動的微小鏡面或在液氣界面上折射率的不同，所造成光全反射效應。而應用微機電方式，主要是利用機械之特性控制鏡面移動或轉動，並藉由鏡面反射得以改變光行經之路線，進而達成光開關之目的，此方式亦可由簡單之 2×2 擴充至 8×8 之陣列式排列，如圖 13.6 所示。

② 三維式光通訊開關

當二維鏡面陣列欲擴充至高埠數時，將造成光路徑之衝突 (blocking)，若利用空間中三維行進之光路徑即可避免此問題的發生。此結構以雙軸類比式轉動鏡面為例，如圖 13.7 所示，其可控制多方向之光行進路線，且多埠數之三維微鏡面陣列具有高度擴充特性，可作



(a)



(b)

圖 13.6 (a) 2×2 二維式光開關[7]，(b) 8×8 二維式光開關[8]。

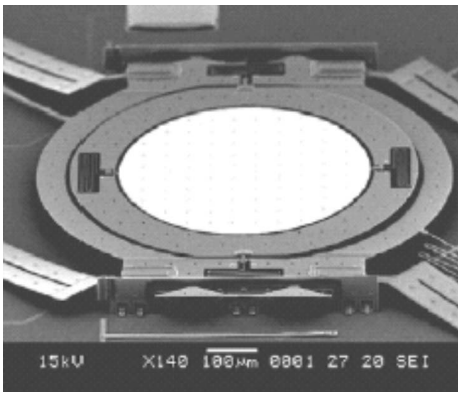


圖 13.7
三維式光開關[9]。

為交換裝置 (optical cross connect, OXC)，雖然伴隨之微鏡面角度控制、鏡面平整度及良率等技術問題仍待克服，但其在多埠數之發展潛力卻極具競爭力。

微機電在光學上的應用可以說是非常之廣，因其為新興之領域，因此有許多新元件之研發仍在實驗階段，或尚未成為普遍之商業化產品，如可調變式雷射、可調變式光濾波器等，其非常有機會利用微機電技術取代傳統式的製作方法，讓成本更低、效能更好。微機電系統技術以費比裴洛干涉儀 (Fabry-Perot interferometer) 來作光學濾波器，此裝置係利用微機電製程技術，製作出一具反射層、空氣腔 (air cavity) 及電極之可調式微費比裴洛干涉儀，利用外加電壓，以靜電力來拉近上下電極之間的距離，藉著改變腔內之距離，而選擇所要濾出之特定波長，以達到濾波的效果。

13.1.4 微光機電系統之應用

(1) 在生物醫學上之應用

① 光學同調斷層掃描術之簡介

大部分人只要聽到斷層掃描，通常只會聯想到放射性的造影技術，但是近年來發展出一套利用「光」來作為人體組織的造影技術，最主要的原因在於光是一種非游離性的能量源，其最大之優點即是對人體並不會產生傷害，但是因為光在人體中會有嚴重的散射效應，導致無法造影，因此發展出一套同調光子閘截 (coherence gating) 技術，來提高影像的訊雜比，以利造影。

光學同調斷層掃描 (optical coherence tomography, OCT) 乃是利用低同調光源在一干涉儀中能產生極短干涉波包 (envelope) 之長度，以達到空間解析度造影的效果。理論上，光源的頻寬 (bandwidth) 愈寬，干涉波包長度越短，造影之解析度就越高。該造影技術具有高度橫向解析度的組織影像，而縱深解析度問題可用光源來解決，如今半透明之生物組織 (如眼睛或青蛙受精卵) 已可測量之深度為 1 至 2 cm，而其他半透明組織 (如皮膚)，也可深入組織 1

至 2 mm，取得細小微血管或其他微組織結構，這是一般傳統顯微鏡或共焦顯微鏡無法達成的。而其他造影技術皆有其缺點，如核磁共振造影技術相對於光學同調斷層掃描而言成本過高、X 光斷層掃描對人體有害，雖然光學同調斷層掃描比起高頻超音波造影技術之穿透深度較差，但是光學同調斷層掃描之解析度則較優，且硬體設備也較為低廉，這使得光學同調斷層掃描具有與傳統造影技術競爭的優勢。

目前已有應用於人類眼底組織之造影，因為視網膜層至脈絡膜層約有 8 層，故其總厚度約可達 250 μm。傳統上，若要瞭解眼底有無病變，大部分會以「螢光眼底血管攝影 (ICG)」或「眼底攝影 (FAG)」為參考依據。不論 ICG 或 FAG，檢查結果只是視網膜表層，且需待 3 至 5 天才能拿到底片，時間拖延太久。因此，只有「眼底斷層掃描」能提供準確又快速的診斷分析結果。然而光學同調斷層掃描於門診檢查時，不需要長時間散瞳等待，病人的瞳孔只要 3 mm 即可以測量、掃描與即時性的掃描顯影，針對視網膜、青光眼、視神經等疾病，能夠以一份完整眼底各層的斷層生理解剖圖，快速、簡單、易懂又精確的提供給眼科醫師，在門診同時間內，即可掌握病患的病況，給予即時的防範與治療。

② 光學同調斷層掃描之原理

圖 13.8 是標準的麥克森干涉儀，其為光學同調斷層掃描技術之核心原理，它是利用分光鏡 (beam splitter) 將光源分成兩道光，一半進入參考面鏡 (reference)，另一半則進入樣本 (sample)，兩道光反射後又將合於分光鏡，然後同時射入偵測器 (detector) 內，而產生干涉現象。只要小幅移動參考面鏡，量測到干涉條紋之變化，即可測得掃描樣本因深度不同而造成之不同反射狀況，便達到斷層掃描之效果。而光學同調斷層掃描之光源必須有很短之同調長度 (coherence length)，因為同調長度會直接影響縱深解析度。而一般人體組織中穿透較佳之光波長範圍為 0.65 至 1.3 μm 之間 (近紅外光)，大部分研究使用之光源有兩種，其一為超亮二極體 (super luminance diode, SLD)，舉一實例如中心波長為 1290 nm，頻寬約 30 nm，此系統乃以光纖耦合器來形成邁克遜干涉儀，由於發光二極體體積小，其他部分亦輕巧，故此系統可以移動；然而，由於頻寬僅有 30 nm，其縱深的空間解析度僅有 18 μm (於人體組織內)，且因為發光二極體之同調長度亦短，故尚須考慮到參考臂與樣本臂長度差，

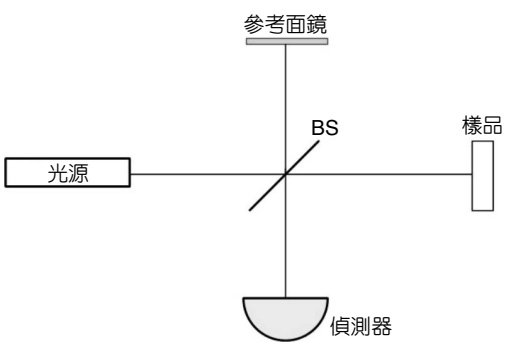


圖 13.8
麥克森干涉儀之示意圖。

只要差異的長度稍有變化，干涉即無法發生。而另外一套系統是利用光纖內的自相位調制，以鈦寶石雷射之超短脈波來形成寬頻光源，其以 800 nm 為中心波長，並於約 5 m 長的單模光纖內注入 100 ns 脈波，在光纖另一頭可得最高 80 nm 的頻寬，頻寬大小隨注入光纖雷射功率變大而增加，而 80 nm 的頻寬在此波段，其在人體組織內的縱深解析度可達 5 μm。但可惜此套系統利用兩個大型雷射，所以無法移動，同時因為頻寬大，無法使用一般分光鏡，只能用空間的干涉儀架構，更增加移動的困難性。所以微小化便是光學同調斷層掃描的未來發展趨勢，不只是可以降低成本，更可以使其利用的範圍更寬廣。

③ 光學同調斷層掃描之應用

目前已經有利用光學同調斷層掃描系統掃描各種不同樣品的應用，通常拿洋蔥來做測試基準，若能看到洋蔥之細胞組織結構表示系統狀況正常，即可從事樣品掃描。當掃描離體口腔癌組織時，即能從光學同調斷層掃描圖中辨識癌組織細胞，並和組織切片結果做比較。此外，關於燒燙傷之研究，為了控制燒燙傷之程度，選擇以各式雷射燙傷豬舌頭來做為樣品，而由掃描之結果已能分辨各種不同程度的燒燙傷，另外也可應用於掃描牙齒的結構，可用於檢視整顆牙齒並判斷是否有發生病變。

④ 光學同調斷層掃描之微小化

上述一些目前光學同調斷層掃描的應用除了眼球掃描外，都停留在實驗室的應用階段或是一些非活體的掃描上，為實現至實際應用上，則是配合微機電製程的方法，將光學同調斷層掃描微小化，其微小化後可以配合內視鏡的使用，如圖 13.9 所示。此項發展將可使光學同調斷層掃描的利用更上一層，使其不再只是做一些非活體的組織斷層掃描，此時即可深入生物體內部，進行活體即時性的斷層掃描造影，這可以省去許多內部組織的檢查所需要執行的組織切片手術，並降低不必要的浪費，相信在未來的醫療市場裡有相當高的發展價值。

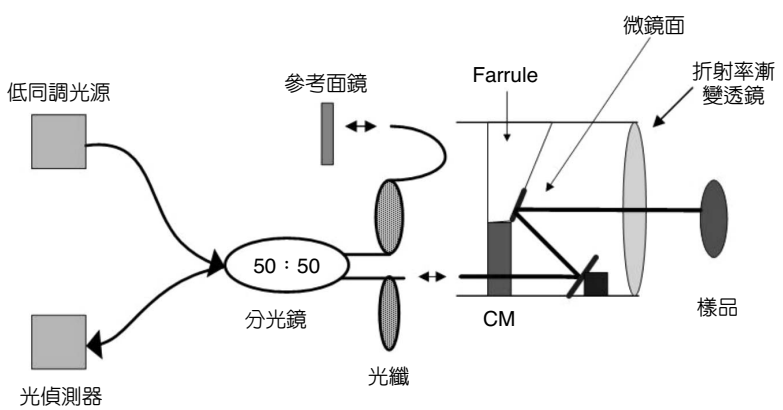


圖 13.9
內視鏡系統利用光纖來結合光學同調斷層掃描。

(2) 在掃描器上之應用

掃描器在日常生活中其實隨處可見，因為其具有快速的辨識能力，且正確性高，所以只要結合電腦之軟體工具，即是一個非常好的幫手。譬如說目前大部分的商店利用條碼讀取機，在每一件商品賣出時就掃描一次，並將之紀錄在電腦裡，經過一段時間後便可利用軟體知道每件商品的出貨數量，來提醒是否該補貨，或是該商品的銷售並不理想而採取下一步的動作，較人工點貨的速度快且正確性高。

而在微機電系統的實驗中，因為實驗結果往往細微到無法用肉眼觀察，故常利用一些掃描式儀器來量測驗證實驗結果是否正確。例如表面輪廓儀 (surface profiler)、原子力顯微鏡 (atomic force microscope, AFM)、掃描式電子顯微鏡 (scanning electron microscope, SEM) 等，各有不同之優點與限制，必須依實驗之需求選擇使用的儀器。

而利用微米級的致動器 (actuator) 所製作的微扭轉面鏡，經常用來作為高頻的掃描器，例如條碼讀取機、雷射印表機、掃描式顯示器，以及蛋白質樣品檢測系統 (detection system in protein sample) 等，這些均是必須使用高頻掃描才可達到的，因此可以看出微機電系統在實際之應用有相當大的發展潛力。

13.2 生物微機電系統

13.2.1 微陣列生物晶片

13.2.1.1 DNA 晶片

近 10 年來，生物科技突飛猛進，其中最具革命性影響的關鍵技術當屬 DNA 晶片 (DNA chip)。它的出現，徹底改寫了生命科學的遊戲規則，將傳統曠日費時的基因功能檢測，從以往一次一個 (或數個) 瞬間提升至成千上萬。如此一來，不僅節省了無數試劑樣品的用量、大幅地增加了一次檢驗的數量，同時也巨幅降低檢測的時間和費用。目前它的應用遍及醫學、製藥、食品、農業和環保各個領域，可說是 20 世紀末期最重要的分子生物技術發明之一。

DNA 晶片就是將許多不同的 DNA 序列 (端視不同的應用，可以是任意 ATCG 的排列組合或者是基因中的部分片段) 當作生物探針 (probe)，如陣列般地佈放在一片微型的載體上，如玻璃、尼龍薄膜、矽晶片或塑膠等材質，去檢測未知物中是否具有與之互補的 DNA 序列。由於 DNA 具有特殊的 A：T 和 C：G 配對特性，若樣品中恰巧有某個 DNA 之部分或全部序列與晶片上任一 DNA 序列互補，將會產生非常穩定的化學鍵結反應，稱之為雜合反應 (hybridization)。然後再將未產生雜合反應的 DNA 洗去，最後只剩下與生物探針產生雜合反應的 DNA 殘留在晶片上。若樣品事前先以放射性元素、螢光或顏色染料標記 (labeling)，利用適當的偵測儀器，即可檢視那些位址有標記訊號。由於每個位址的 DNA 序

第 13.2.1.1 節作者為周正中先生及白果能先生。

列是已知的，所以可以推測樣品中含有那些 DNA 序列。一般說來，絕大部分固定在晶片上的 DNA 是基因的部分片段，用來檢測生物體內各個基因的表現，這類晶片俗稱為基因晶片。DNA 晶片上的 DNA 片段依其製造來源可以區分為 cDNA (complementary DNA，亦即互補或單股 DNA) 晶片和寡核苷酸晶片 (oligonucleotide chip)。

(1) cDNA 晶片

cDNA晶片上的基因片段是將生物體內的基因片段轉殖 (clone) 到大腸桿菌 (*E. coli*) 中，利用大腸桿菌快速分裂成長的特性，於短時間大量複製這些基因後，將其冷凍至 –80 °C 冰箱中以長期保存。一旦需要可從冰箱取出少許解凍，最後利用所謂生物體外 DNA 複製法、聚合酶連鎖反應 (polymerase chain reaction, PCR) 再一次將這些微量的基因增加到足夠的數量後，就可固定在載體上使用。這種基因製備法的好處在於不需要事前知道各基因的 DNA 序列，最困難之處就是如何取得內含許多不同基因的大腸桿菌菌庫 (library)。所幸目前已有一些國外廠商提供各種生物體的基因庫，但價格並不便宜。上述方法所產生基因片段的長度一般平均在 500－2000 bp (bp 是 base pair 的縮寫，代表一個 DNA 的長度單位) 左右，由於 DNA 探針的長度夠長，雜合反應後所產生訊號也夠強，便於偵測。然而，太長的 DNA 探針往往造成所謂非專一性雜合反應的發生 (cross-hybridization)。因為凡是兩股非完全互補的 DNA 單鏈，只要彼此之間的序列有 70% 以上的相似性，就會形成局部雜合反應而產生假性 (false positive) 訊號。基因片段的長度愈長，非專一性雜合反應的發生就愈頻繁。此外，大腸桿菌在經過多次繁殖複製後，極易遭受其他菌種感染而變質。因此之故，使得另一基因製備替代方法－寡核苷酸晶片便應運而生。

(2) 寡核苷酸晶片

寡核苷酸晶片是指它的 DNA 探針是以化學合成方式 (非生物方法複製) 製造出的短鏈 DNA，一般它的長度多在 30 mer (或鹼基) 以下。由於是化學合成之故，DNA 序列必須事前知悉，幸好目前已有超過 50 個物種的基因體已完成或即將完成定序 (包含人類)。短鏈的基因探針序列設計必須借助生物資訊學的方法去尋找每個基因中最獨特 (unique) 的 DNA 序列。這個序列就如同指紋一般，可以區別每個基因間的不同，避免非專一性雜合反應的發生。此外，基因探針的長度也須詳加考慮，探針太長不但不易合成、價格昂貴，而且不容易找出高度專一性的 DNA 序列；太短的探針不僅不具代表性與專一性，且雜合反應效率不佳容易造成雜合訊號太弱無法偵測。早期在全球執牛耳的美國基因晶片製造公司 Affymetrix 使用長度 25 mer 的 DNA 為探針，但目前多數歐美公司皆認為這個長度太短，因而競相開發較長的寡核苷酸探針，一般皆介於 50－80 mer 之間 。目前一項新的趨勢為發展一種長度介於 cDNA 與寡核苷酸之間的基因 DNA 探針，長度約為 150 mer 左右。這個長度的 DNA 探針是以 PCR 來複製每個基因的獨特 DNA 序列，以避開探針太長、合成價格昂貴的缺點；同時實驗證實這個長度的 DNA 探針具有與 cDNA 探針相同的雜合反應效率，可以說避開了上述兩種晶片的缺點但保留下他們的優點。

DNA 晶片的主要功能就是篩選 (screening) 和檢測 (detection)，因此它的應用也侷限在這二個領域。其中，基因晶片無疑是使用最普遍、市場最龐大的一型晶片。而它最主要的應用是在於基因表現分析 (gene expression analysis) 和新藥的研發 (drug discovery)。

(1) 基因表現分析

基因表現 (gene expression) 其實是基因被啟動或關閉的程度，可比擬為電子訊號的振幅大小。人類在某個生理狀態下，某些原本關閉的基因功能會被啟動，有的啟動程度大些，其基因表現就強些，反之亦然；相反地，另一些原本啟動的基因功能會被關閉，有的關閉程度大、有的關閉程度小些。那麼這些基因的啟動與關閉有何重要性，為何要偵測分析他們呢？因為說穿了，人類的生命功能舉凡生、老、病、死其實都是由體內 3 至 4 萬個基因所調控。這些基因會彼此影響，形成一個類似電路的複雜調控網路 (regulatory network) 。一旦某些基因產生變異，就如同電路中某些元件出現問題，因此導致某些生理功能失調而產生疾病。從逆向工程 (reverse engineering) 的觀點來看，要尋找那些基因造成疾病的產生，最簡單的方法就是比對健康和疾病時兩者基因表現的差異。相對於健康時的基因表現，那些在疾病時才被大程度啟動或關閉的基因，就是與疾病相關的基因群了。以往使用傳統方法，一次只能偵測少數的基因表現，無法一窺全貌，對於尋找與疾病有關的基因沒有多大的功效。現在由於 DNA 晶片可以一次監測成千上萬個基因，尋找與疾病相關的基因就變得輕而易舉。目前這種依比對正常與不正常檢體去找出問題基因的方法已被廣泛地使用在醫學和臨床的研究上。然而，找到與疾病相關的基因只是第一步，接下來更重要的是探索疾病產生的機制。也就是說，尋找這些問題基因在整個調控網路中扮演何種角色？這是一個十分艱鉅的任務，因為一組 DNA 晶片實驗所得到的數據極為龐大，如何處理、分析這些資料以釐清基因間複雜的互動關係，已經變成 DNA 晶片發展的最大瓶頸和最具挑戰性的課題。事實上，DNA 晶片的資料分析已經自成一個學門，成為生物資訊學中極為重要的一個分支，吸引了如資訊、統計、數學、電機、物理等許多不同領域的專家學者競相投入研究。DNA 晶片與基因表現分析的關係就如同電腦中的硬體與軟體，當硬體技術日趨成熟，軟體的價值就日趨重要甚至凌駕硬體之上。在可預見的未來，誰能在基因表現分析上先馳得點，誰就掌握了 DNA 晶片市場的發言權。

(2) 新藥的研發

當 DNA 晶片剛剛出現的時候，第一個熱情擁抱、同時也是最大的顧客就是製藥公司。因為當針對某一疾病發展新藥時，第一步就是找出可能的致病基因作為藥物標的。如前所述，DNA 晶片無疑是最好的篩選利器。不僅如此，一旦找到問題基因後，還可利用 DNA 晶片分析不同藥物對這些基因治療前和治療後的變化。事實上，已有超過 90% 以上的美國製藥廠使用 DNA 晶片做為評估新藥的療效標準之一。

DNA 晶片的出現，使得人類第一次有能力以全基因組 (genome) 的角度來看待生命現象，這無疑是生命科學的一大突破。隨著技術的日趨成熟以及價格的持續下滑，DNA 晶片

在不久的將來必會成為每個醫院和生化實驗室的標準分析利器。如果微陣列晶片能夠與微流體和微機電技術加速整合，從樣品導入、分離、純化、放大、偵測皆能一氣呵成，DNA 晶片甚至可能就像體溫計一樣，成為每個家庭必備的家護用品。這不是科幻小說的情節，而是在不久地將來即可實現的科技。

13.2.1.2 蛋白質微陣列晶片

雖然基因晶片之技術已相當成熟，但在許多疾病之檢測或藥物之篩檢中，蛋白質之表現為必須之檢驗工具，且無法由基因之篩檢而獲得。因此，蛋白質微陣列晶片為繼 DNA 晶片之後，另一重要之微陣列技術發展重點。蛋白質晶片係以蛋白質為生物探針，以陣列型態排列在晶片上，進行抗原－抗體等反應，以達蛋白質檢驗之目的。隨著人類基因圖譜逐漸解開，基因功能研究已如火如荼地展開，然而，明瞭基因表現並不等同於明瞭蛋白質表現，因此，透過對蛋白質的辨識及功能分析，亦即蛋白質組 (proteomics) 的研究，去瞭解蛋白質表現、功能與疾病之關係，並用來研發新藥物以治療疾病，為目前重要的研究領域。科學家估計人類基因組約包含 3－4 萬個基因，這些基因經過轉錄 (transcription) 將訊息傳給 RNA，再以 RNA 為模板轉譯 (translation) 生成蛋白質。但是 RNA 可能會被修飾，所導致的多樣性將使蛋白質的種類超出基因的總數，更加深了蛋白質組研究的複雜性。此外，由於蛋白質的來源取得不易、價格昂貴，且蛋白質的合成遠較 DNA 合成困難，因此，微量且大批次的檢測技術成為先進國家重要的研發方向。以微陣列技術 (microarray technology) 製作的蛋白質晶片，強調只需少量檢體就可快速、精準、批次地檢驗出特定疾病與癌症、偵測各式藥物對目標蛋白的影響，遂成為科學家研發上的一個重要方法[10,11]。

傳統的微陣列技術使用數個微小針頭放置於機械手臂下，並控制其在試片上將生醫檢體打點成為陣列，如圖 13.10 所示。此一將生醫檢體陣列化之技術，目前已廣泛的應用於 DNA 微陣列晶片之製作，但對於蛋白質微陣列，傳統的點針陣列技術有以下的限制，包含打點的速度取決於針頭的數量，且打點方式為循序打印，並非平行處理。以 4 針頭機器為例，處理一組含一萬個檢驗點之試片需時約 1 小時，42 個試片同時處理需時約 30 小時。冗長的打點時間增加檢體或試劑腐壞之危險。而且機器使用精密定位設備，價格高於數百萬元新台幣，需維修及校準針頭。打印不同檢體時需用大量清水清洗，增加運作成本，浪費大量原有檢體，且增加環境污染及檢體相互污染之可能。其所打印之點的體積差異約為 10%－25% 以上，增加檢測之不可靠性。此外打點之大小局限於細針之傳統加工技術，打點大小較難突破至 100 微米以下。

因此針對蛋白質微陣列，至少有以下之微陣列方式使用奈微系統技術發展而成，其中包含微影方式[12-14]、微噴射方式[15-17]、奈米蘸水筆方式[18-20] 以及奈微壓印方式等[21-27]。

圖 13.11 所顯示之蛋白質微陣列方式則使用光微影技術[12]，並且配合自組裝單層膜 (self assembled monolayer, SAM) 的技術以固定蛋白質。其製程包含：於選定之底材上先旋鍍一

第 13.2.1.2 節作者為曾繁根先生。

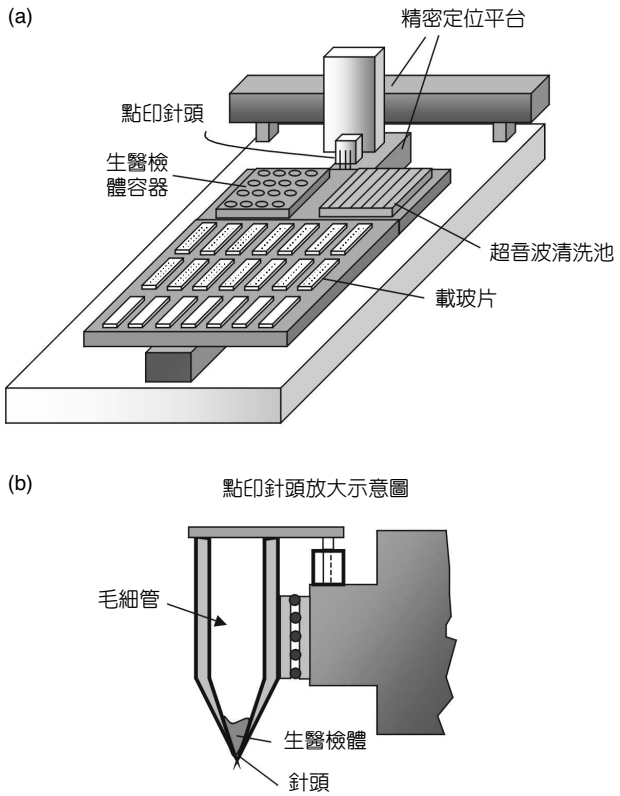


圖 13.10 傳統之微陣列點印機。

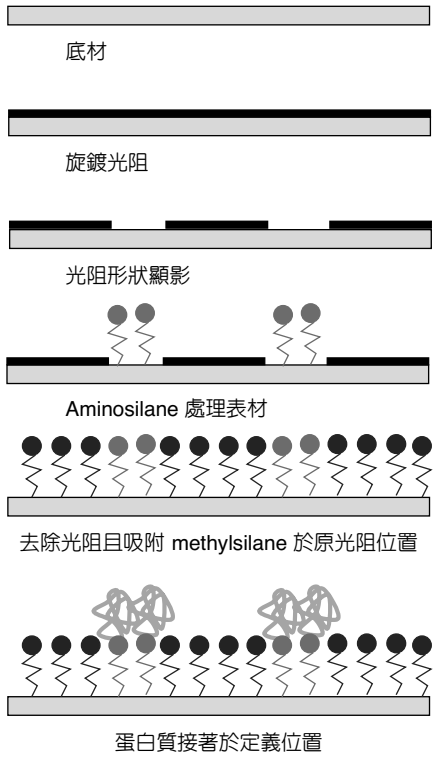


圖 13.11 使用微影技術將蛋白質固定於特定陣列上[12]。

層光阻，將光阻顯影後露出部分底材作為蛋白質接著處，然後將 SAM 材料塗佈於所露出之底材。光阻去除之後，另外一層阻擋蛋白質附著之材料，接著塗佈於 SAM 材料之外所有底材處，以定義蛋白質附著處。最後讓蛋白質檢體與此晶片反應後，蛋白質可於所定義之處形成微陣列。此種鍵結蛋白質之方式可有效且迅速地將蛋白質固定於所需之處，且亦可形成定量之大陣列。但對於多種蛋白質選擇性鍵結於同一晶片上不同之處，則需要繁瑣之程序，且對成千上萬不同種類檢體同時固定，有相當困難。

第二種方法則使用微噴射之方式[17]，如圖 13.12 所示。檢體先用滴管或機械手臂點於蛋白質填充池 (protein reservoir) 中，晶片上之微流道系統可將蛋白質檢體迅速以表面張力帶入中心之噴射孔中。噴射孔之上方使用壓電材料所作成之致動器，將噴孔中之檢體擠壓形成液珠陣列，此液珠陣列則打印於晶片上固定。此種方式可同時處理上百種不同之蛋白質檢體，且打印之大小可由壓電材料之訊號控制。但打點之形狀可能因為液珠衝擊速度過快而呈現不規則狀，且衛星液珠之形成亦必須控制，否則定量將有誤差。此外，使用同一致動器驅動不同微噴管中之液體，將面臨位置不同之微噴管所擁有之液力狀況並不相同的情況，因此易造成陣列內外液珠大小不均之結果。如果將每一噴孔單獨分開由單一之致動器

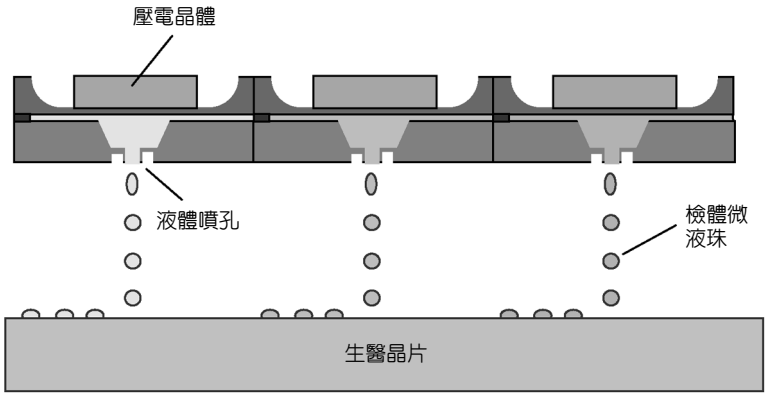


圖 13.12
使用微噴射技術將蛋白質固定於特定陣列上。

控制，單一晶片能容納之檢體數量將受到相當大的限制。

第三種方式則為使用奈米蘸水筆 (dip-pen) 之方式[18-20]，如圖 13.13 所示。蘸水筆奈米微影法是利用原子力顯微鏡的探針作為奈米筆在金膜上繪出蛋白質奈米陣列。原子力顯微鏡的探針在掃描樣品時，探針與樣品之間的極微小距離會形成毛細管，當空氣中的水氣凝結在探針表面上時，在探針與樣品表面之間會有液面連接，若探針表面已預先塗佈特定的物質，這些物質分子會被溶出，沿著探針流到被掃描的樣品表面上，如圖 13.13 所示。

Lee 等人則利用蘸水筆奈米微影法製作蛋白質奈米陣列[20]，他們在原子力顯微鏡的探針上塗佈 16-mercapto-hexadecanoic acid (MHA)，MHA 是一種對蛋白質有極高親和力的化學藥品，帶有硫醇 (-SH) 官能基，而硫醇能與金產生非常強的共價鍵結，因此蘸水筆奈米微影法通常配合鍍有金膜的底材使用。利用原子力顯微鏡在金膜上形成 MHA 奈米陣列後，再將金膜其他的地方塗佈一層對蛋白質親和力極低的 11-mercapto-undecyl-tri(ethylene glycol)，

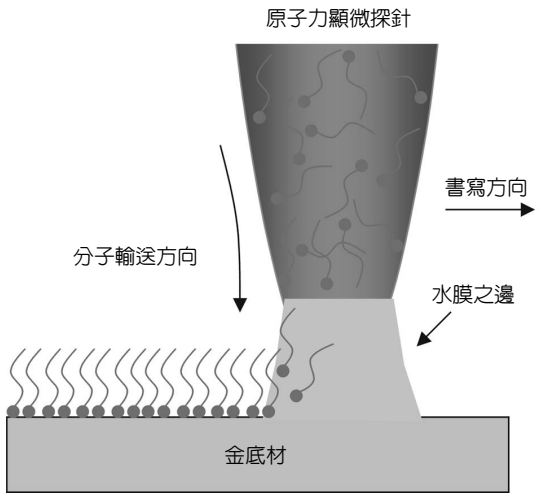


圖 13.13
使用奈米蘸水筆技術將蛋白質固定於特定陣列上[18]。

防止蛋白質吸附在不該吸附的地方。最後再將金膜浸泡在蛋白質溶液中，而蛋白質只會與 MHA 產生鍵結，蛋白質奈米陣列於焉完成。蘸水筆奈米微影法雖然能製作出奈米等級的蛋白質陣列，減少蛋白質使用量，但太費時間是它最大的缺點。

第四種方式則為使用壓印之方式，如圖 11.14 所示[21]。此方法將凝膠先固化於玻璃管中，並利用凝膠來吸收蛋白質，接著使用壓印的方法，一次可壓印多個相同的蛋白質在特定表面上，這種方法可以一次壓印大量的同一種蛋白質。此種方法如用於大陣列不同蛋白質之壓印，將耗費大量人力及手工製成之玻管－凝膠印章。此外，使用矽膠膜造製成之微印章則為另一種壓印方式[22,23]，此種方式可利用微印章吸附蛋白質檢體，然後轉印至生醫晶片上形成微陣列；或使用膜造之矽膠微通道系統緊壓於生醫晶片上，並將蛋白質檢體通入流道中，以使蛋白質與表面鍵結而固定。無論以上何種方式皆只顯示一至數種蛋白質於單一晶片上之處理，並無法大量處理不同種類之蛋白質。

針對上述的問題，國立清華大學工科系與生科系的研究團隊，利用生醫微機電製程技術，發展出一種新式之填充式蛋白質微陣列壓印系統[24-27]。此系統使用溫和之機械接觸以及流體表面張力作用，將不同之蛋白質檢體，以定量方式填充於微印頭，然後平行大量的轉印於表面處理過之生醫檢測晶片，以為後續之檢測，如圖 13.15 所示。由於壓印過程於短時間結束 (少於一分鐘)，蛋白質檢體得以完整保存且定量精確，每個蛋白質印僅含微量檢體 (nL－pL)。此外，此壓印晶片並具有以下特色：可同時填充且壓印多種檢體於試片上、快速製作微陣列，以及壓印之蛋白質點尺寸將可控制於 5% 誤差以內。所壓印 135 點之蛋白質陣列如圖 13.16 所示。目前研究團隊正將此系統發展為上千點之蛋白質微陣列系統。

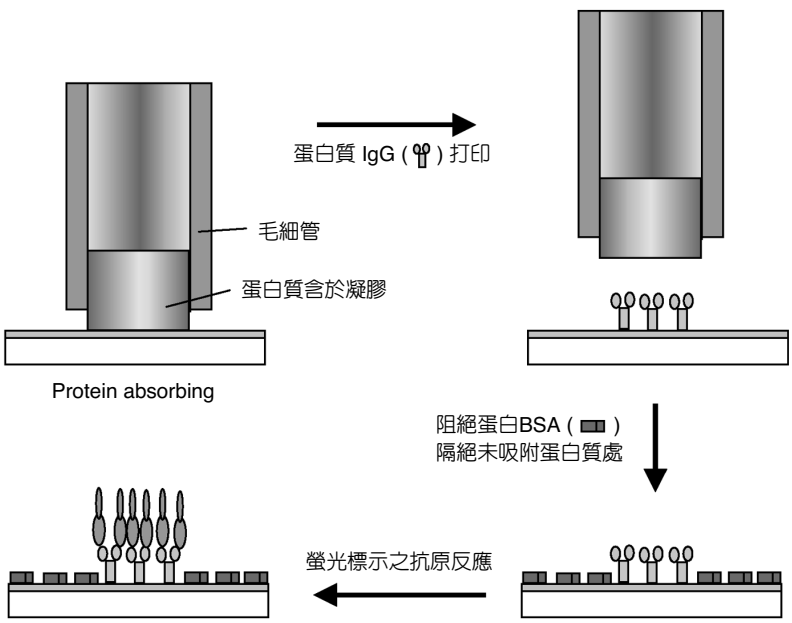


圖 13.14
使用壓印技術將蛋白質固定於底材上[21]。

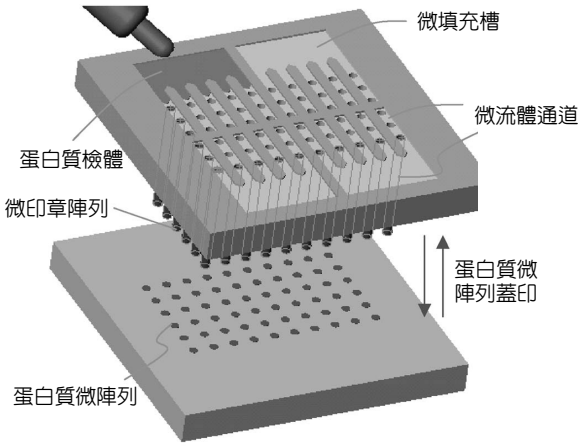


圖 13.15 背後填充式微壓印系統工作原理示意圖。

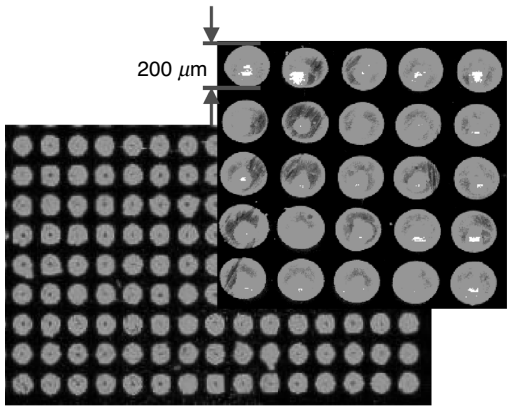


圖 13.16 使用背後填充式微印之壓印成果。每一壓印點之大小與頭髮粗細相仿。

13.2.2 微流體技術應用

微機電系統加工技術可將傳統生化分析中所需的微幫浦、微閥門、微過濾器、微混合器、微管道、微感測器及微反應器等元件，集中製作於生化晶片上，以進行樣品前處理、混合、傳輸、分離和偵測等程序，這樣的微流體生醫晶片又稱為微全程分析系統 (micro total analysis system, μ-TAS) 或晶片型實驗室 (lab-on-a-chip, LOC)。利用微流體生醫晶片進行生物醫學檢測或分析，具有降低人工操作的實驗誤差、提高系統穩定性、降低耗能與樣品用量，以及節省人力和時間等優點。若能配合開發出低成本和可大量生產的製程，將可成為未來的新興產業。

目前微流體晶片技術在生物醫學方面的應用，主要領域包括基因表現分析、疾病診斷、藥物篩選、基因定序及蛋白質分析等相關應用。以下將就微幫浦 (micropump)、微閥門 (microvalve) 及微流體開關 (micro flow switch) 三大領域分別簡介其研發現況。

13.2.2.1 微幫浦

一個完整的微流體系統 (microfluidic system)，從樣品進入微管道 (micro channel) 開始到分析檢測結束，需要各種微元件 (microdevice) 的配合才能完成。其中，為了使流體在管道中能往特定方向前進，需要施加一驅動的力量才能達成。因此，微幫浦的研究乃微流體系統中一重要的工作。

從文獻中可知，在 1988 年 van Lintel 等人最早利用壓電材料 (piezoelectric material) 驅動薄膜來製作微幫浦[28]。而往後的研究中，又有許多不同薄膜驅動方式被發表出來，如靜

第 13.2.2 節作者為李國賓先生。

電力、形狀記憶合金等；另外，為了減少微幫浦中可動元件疲勞等問題，更有無閥門幫浦 (valveless pump)、電滲透幫浦 (electroosmotic pump) 等非薄膜式幫浦被設計出來。

雖然文獻中微幫浦的設計方式有許多種，但每一種設計卻都有其操作限制及優缺點，例如操作電壓很高、推動效率低等問題，因此距離商品化仍有許多改進空間。而目前已經商品化的微幫浦，則為如德國 IMM 公司等生產一些獨立操作的微幫浦。因此，未來若要將微幫浦直接整合於微流體系統中，除了要解決目前面臨的問題之外，更需要研究者發揮創新的巧思。所謂鑑往知來，經由文獻的整理及探討，將使我們能進一步了解微幫浦的發展歷程，且藉由前人的經驗與智慧，引領我們有新的想法和創意。

日常生活中所使用的幫浦，多為渦輪引擎轉動葉片來推動流體，而它的流率及效率基本上是相當高的。但在微觀世界中，由於尺寸變小使得表面作用力 (surface force) 影響變得十分顯著，因此若只是把現有的幫浦整個尺寸縮小，則效果將大打折扣，甚至無法產生動作。因此，針對微觀尺寸的物理現象，重新設計一個能夠正常動作且較具可靠度的微幫浦是必要的。

文獻中有各種不同設計的微幫浦，有的利用薄膜 (membrane) 振動、以氣泡 (bubble) 推動，也有的直接使用電場來驅動流體。若再進一步著眼於微幫浦的製程、甚至使用的材料，則更是琳瑯滿目、難以細數。所以為了區別及分類上的方便，大致上以幫浦的驅動方式來作整理、介紹。

(1) 氣泡式幫浦

在微小之元件尺寸中，氣泡能用來推動流體以作為一個微幫浦。1997 年 Evans 等人發表的氣泡式幫浦 (bubble pump)[29]，即使用多晶矽 (polysilicon) 作為加熱器 (heater)，通電局部加熱以產生氣泡來推動流體。這種微幫浦的製作方式比較簡單，但卻有不少缺點，例如：動作過程需要加熱，因此相當耗能；加熱片直接對管道的液體加熱，可能改變其中的化學性質 (若試劑中有蛋白質更易被破壞)；通電的加熱片可能會有電洩漏；利用加熱產生氣泡、消除氣泡的過程的頻率響應低 (文獻報告為 0.5 Hz)。

圖 13.17 為 Tsai 等人在 2001 年發表的氣泡式幫浦示意圖[30]，他們利用幾何形狀的設計，加上不同溫度造成表面張力的差異，製作出推動導電流體的微幫浦，從文獻中得知它的頻率約為 1－10 Hz。

(2) 薄膜式幫浦

薄膜式幫浦 (membrane pump) 之動作原理就如同生物的心臟，藉由薄膜形變產生的往

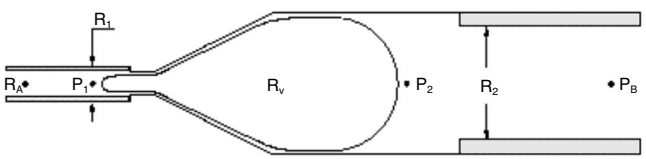


圖 13.17
氣泡式微幫浦剖面示意圖[30]。

復運動來改變內腔 (chamber) 的體積，進而造成其內外有一壓力差。而通常連接內腔的通道口，都有控制流體進出的閥門 (valve)，如同心臟的瓣膜一樣，使得流體能夠遵循固定的方向進出。

綜合有關薄膜式幫浦的文獻報告，發現其製程上的主要差異，乃取決於薄膜驅動方式與閥門上的設計。雖然在幾何形狀與尺寸的設計會有不同，但操作原理卻有特定的脈絡可循，以下則依此分類加以介紹。

① 壓縮空氣驅動 (Pneumatic Actuation)

將薄膜的另一端外接幫浦，打入高壓空氣使得薄膜產生形變。此種方式屬於實驗階段較克難的測試方式，因為還要外接管線至高壓氣體幫浦，故在效率上與實用上皆不方便，也不易整合到整個微幫浦中。較早期的文獻有 1994 年 Rapp 等人利用外接氣壓配合 LIGA 製程來製作微幫浦[31]，但在往後的發展中，外接氣壓的驅動方式也因其缺點而被其他驅動方式取代。

② 熱壓驅動 (Thermopneumatic Actuation)

此方式為在薄膜上製作一個空腔並在其內置電阻絲，將電阻加熱後使空腔內的流體蒸發產生氣體，進而擠壓薄膜而產生形變。其優點為操作方式較容易且產生的作動力強；但由於它需要給與熱量，因而有耗能、反應較遲鈍的缺點。

圖 13.18 所示為 Lopez 等人在 1999 年所發表的微幫浦[32]，從剖面圖可看到上方空腔的流體因電阻絲加熱膨脹，而能推動薄膜壓縮下方空腔的流體，使流體隨閥門的控制流動。

③ 壓電驅動 (Piezoelectric Actuation)

壓電材料經通電後在某些特定方向會產生形變，而這些動作的頻率響應都非常高。因此，利用各種製程技術，如濺鍍 (sputtering)、網版印刷 (screen-printing) 等製程，在薄膜上沉積一層壓電材料，通以高頻交流電，將使壓電材料產生連續振動，並推動薄膜作高頻率的往復運動。而由於壓電材料在 MEMS 的應用已十分成熟，所以我們發現許多文獻中皆採用壓電材料作為微幫浦的驅動元件。

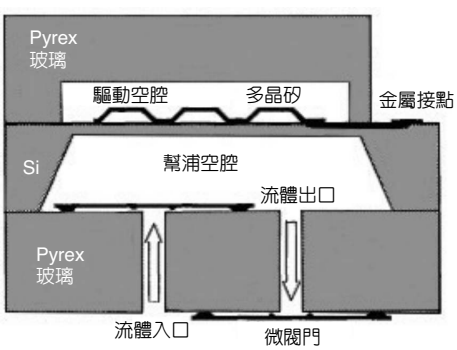


圖 13.18
熱膨脹驅動微幫浦剖面示意圖[32]。

一般而言，利用壓電材料推動的微幫浦都有很高的幫浦驅動頻率，但由於閥門開關的速度最終會無法跟上其振動頻率，因此到一定的振動頻率後，驅動的效率就會降得很低 (由於閥門來不及關上造成逆流等因素)，所以若配合無閥門 (valveless) 的設計，才能使壓電驅動發揮它高頻的優勢。然而，壓電驅動仍有輸入電壓相當高 (數百伏特) 的缺點，所以未來若要將整個供能系統整合至微幫浦中，將會面臨許多困難。圖 13.19 則是壓電驅動幫浦的示意剖面圖。

④ 靜電力驅動 (Electrostatic Actuation)

在微小尺寸中，由於靜電力的距離大幅縮小，因此它亦足以用來驅使薄膜變形、振動。圖 13.20 所示為 Zengerle 等人在 1995 年利用靜電驅動薄膜製作的雙向微幫浦 (bi-directional micropump)[34]，實驗結果顯示，靜電驅動的頻率響應也有相當不錯的效果，其所耗的能量亦相當低。

⑤ 雙金屬驅動 (Bimetallic Actuation)

此種驅動方式為利用兩種具有不同熱膨脹係數的材料構成薄膜，使得加熱之後兩者因膨脹不一致造成擠壓，而往某一邊彎曲變形。

⑥ 形狀記憶合金驅動 (Shape-Memory-Alloy Actuation)

形狀記憶合金是另一種利用溫度驅動薄膜變形的方式。Benard 等人在 1997 年發表的微幫浦即是以此特殊的方式來推動它的薄膜振動[35]。圖 13.21 中 TiNi 即是形狀記憶合金，我們能看到在不同溫度下，兩種不同狀態的 TiNi 會有不一樣的變形，所以利用此設計將能製造薄膜振動的效果。它有操作電壓低 (0.6 V、0.9 A)、材料疲勞小的優點，然而卻也需要較複雜的製程才能完成對位與接合。

⑦ 電磁式驅動 (Magnetic Actuation)

因為電磁力具有低耗能、反應快且操作容易的優點，在近幾年的研究中，電磁力亦被

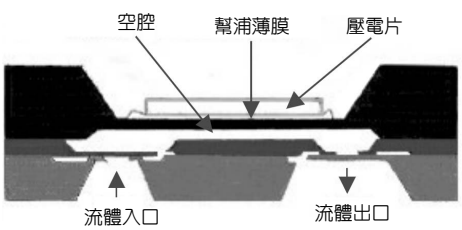


圖 13.19 壓電材料驅動微幫浦剖面示意圖[33]。

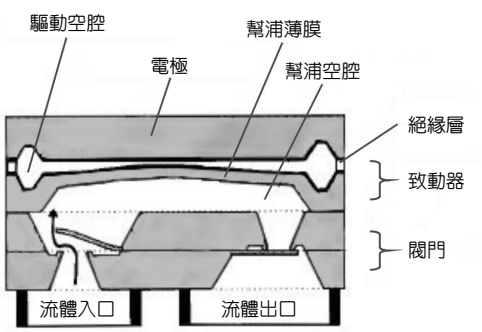


圖 13.20 靜電力驅動微幫浦剖面示意圖[34]。

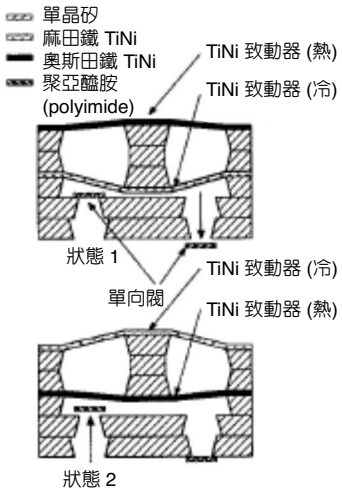


圖 13.21 SMA 驅動式微幫浦作動剖面示意圖[35]。

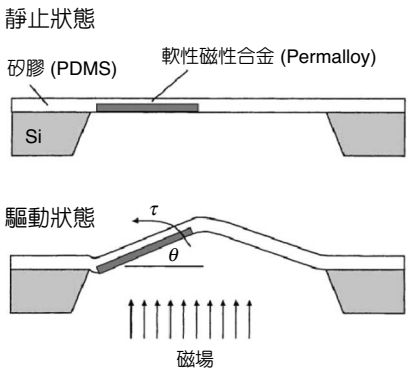


圖 13.22 幫浦薄膜受磁力驅動剖面示意圖[37]。

廣泛地應用在微幫浦之設計中。此外電磁所產生的吸引力不亞於靜電力，而它亦能產生靜電力所沒有的斥力。

1996 年 Zhang 等人曾提出了電磁式幫浦[36]，其操作電壓只需 3 V 即可驅動薄膜產生 23 μm 的變形。而之後在 2001 年 Liu 等人所發表的文獻中[37]，更進一步結合 PDMS 軟性材料作為薄膜，配合電磁力的吸引，使得薄膜的變形可達 84 μm，圖 13.22 是微幫浦受磁力作動的示意圖。

(3) 擴散式幫浦

擴散式幫浦 (diffuser pump) 是近年來常被研究做為微幫浦的設計方式，由於它的構造中不需要閥門，所以配合壓電材料的驅動，即能達到相當好的推動流率 (文獻報告裡最高 16000 μL/min)。另外，因為整體設計上的優勢，它較不受流體黏滯性的影響，也不易因為氣泡或雜質而阻塞，同時若要在流體中輸送細胞，也不會破壞到細胞本身。最直接的例子有 1995 年 Olsson 等人應用在微流體分析系統 (microfluidic analytical system) 的擴散式幫浦[38]，其中主要的流體通道是用深反應離子蝕刻 (deep-RIE) 技術製作而成。圖 13.23 為擴散式幫浦作動示意圖。

(4) 旋轉式幫浦 (Rotary Pump)

1995 年 Ahn 和 Allen 利用軟性感磁材料－permalloy[39]，製作類似馬達的齒輪結構，利用磁場驅動使之轉動來帶動流體 (如圖 13.24)。文獻記載了它能有 5000 rpm 的轉速，每分鐘可推動 24 μL 的流量。

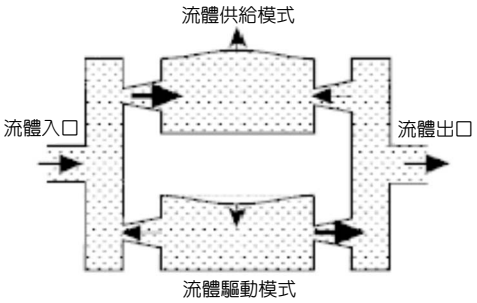


圖 13.23 擴散式幫浦作動示意圖[38]。

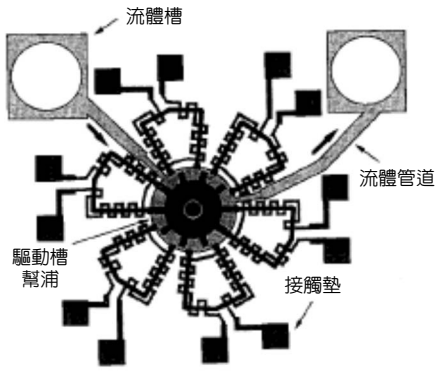


圖 13.24 磁驅動旋轉式微幫浦設計上視圖[39]。

(5) 電流體動力式幫浦

在之前所提出的各式微型幫浦中，不難發現它們有一個共同的特性－可動的元件。然而當元件經過頻繁的往復運動之後，材料容易因疲勞而破壞，造成幫浦運作上的障礙並縮短使用的壽命。因此有人利用流體的電氣特性，在電場中來驅動流體，即所謂的電流體動力式幫浦 (electrohydrodynamic pump, EHD pump)，如圖 13.25 所示[40]。

一般而言，要使得流體在電場中移動，流體本身必須帶有自由電荷，或是溶質需為帶電荷的離子，有些則是將原本不帶電荷的粒子利用電場在粒子表面誘導出電荷。而電荷在電場中會受到一作用力而移動，在帶電粒子移動的同時，因為溶劑 (即流體本身) 的黏滯性會使得溶劑隨著溶質朝電場作用力的方向移動，而達到驅動流體的效果。

(6) 電滲透式／電泳式幫浦

電滲透流是由外加的驅動電壓與流體電荷分布 (電雙層) 之間的相互作用所產生的驅動力來驅動流體，而電泳效應是指利用帶電荷離子在高電壓作用下，於介電質中以不同的移動率向電荷相反方向所造成物質的分離。圖 13.26(a) 是電滲透式幫浦的動作原理示意圖，而圖 13.26(b) 是電泳式微幫浦的動作原理示意圖。

由於電滲透式／電泳式幫浦 (electroosmotic/electrophoretic pump) 中沒有使用到可動的

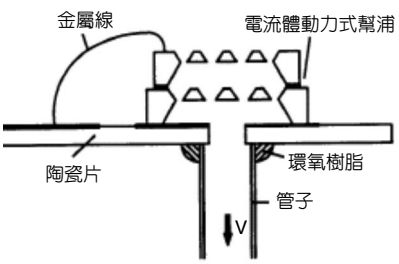


圖 13.25
電流體動力式微幫浦剖面示意圖[40]。

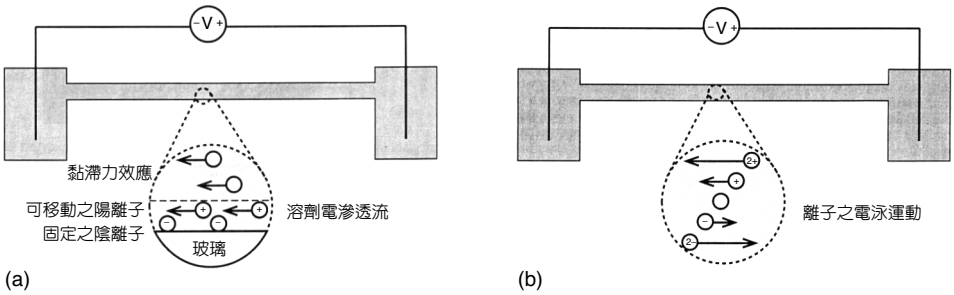


圖 13.26 (a) 電滲透式微幫浦動作原理示意圖，(b) 電泳式微幫浦動作原理示意圖[41]。

元件，因此幫浦的可靠度也相對提高。對於電泳式幫浦或是電滲透式幫浦，因為不需要其他特殊的結構，只需在一條微管道的兩端施加適當的電壓即可驅動，因此在製程及設計上也簡單了許多。然而在驅動流體時，需要加入很高的電場 (每公分約需數百伏特)，因此在能量的供給以及操作上都還有可以改進的空間。

從本文中可了解，微幫浦的設計歷年來在研究人員的智慧與創意中，發展出各式各樣的形態。雖然它們都能達成推動流體的目的，但從本文中我們知道，每一種設計都有它操作上的限制及優缺點，另外效率上的提升也仍待改善。不過，微幫浦在這十多年的發展歷程中，至今也已成功發展出不少商品化的產品，如德國 IMM 公司的 PZT 微幫浦即是一個很好的例子。雖然目前微幫浦的發展已有一定的成熟度，但成功運作的幫浦每一個卻都是獨立的，因此，未來若要整合微幫浦於微流體系統之中，達到晶片型實驗室 (LOC) 的目標，相信在微幫浦的設計及製程方式中，還需要更多創新的巧思與努力。

13.2.2.2 微閥門

無論是巨觀系統或是微觀系統，閥門在流體控制上都是非常關鍵的元件。而作為流體控制的功能，一個理想的閥門應以達成下面的需求為目標：(1) 無洩漏、(2) 低耗能、(3) 無死水區 (dead volume)、(4) 可承受大的壓差、(5) 不受流體中所含顆粒影響、(6) 反應時間極快、(7) 可作線性控制及 (8) 能操作任何性質的流體。

很明顯地，目前巨觀系統中沒有任何閥門能滿足以上所有的目標，更何況當尺寸微小化後，許多面臨的挑戰會變得更加艱鉅，舉例來說，在巨觀系統中微不足道的小顆粒，在微流體系統中則可能會造成微閥門嚴重的阻塞與破壞。雖然挑戰重重，在微機電領域中，仍有許多有關微閥門的研究一直積極地進行著，因為微閥門在微流體系統中著實扮演了非常重要的角色。在本文中，我們簡單將微閥門分成兩類來介紹，分別為無耗能的被動式 (passive) 閥門與需要能量驅動的主動式 (active) 閥門。

(1) 被動式微閥門

一般而言，不需要外加能量的被動式微閥門都設計成如同心臟瓣膜般的單向閥 (check valve)，其優點為不需要外界控制且不用消耗能量，但它只能作單一方向的流體控制。此外它可承受的壓差亦有固定的極限。圖 13.27 是一種設計最簡易的被動式微閥門[42]，其係在一片矽基材上作體型微加工 (bulk micromachining)，分別在兩面蝕刻雕鑿出 V 形結構，來製作使流體單向流動的微閥門。當流體由上往下時，閥門設計的結構能被流體推開；而當流體由下往上衝時，則結構反而會被推得更加緊密，由此達成控制流體往特定方向流動的目的。

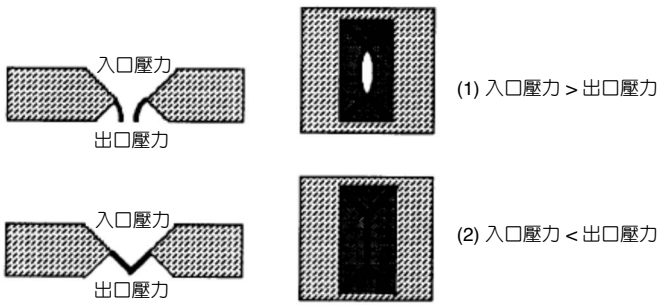


圖 13.27
被動式微閥門開關示意圖[42]。

(2) 主動式微閥門

從歷年來的文獻中可發現，許多不同的驅動原理已被用來製作主動式微閥門，其中包括有熱膨脹式 (thermal expansion)、熱壓式 (thermopneumatic)、壓電式 (piezoelectric)、形狀記憶合金 (shape memory alloy)、靜電式 (electrostatic) 以及電磁式 (electromagnetic) 等，然而，在這麼多種的驅動方法中，並沒有哪一種是能適用於所有微閥門控制上的需要，其各具優缺點，也各有擅長。

舉例來說，牽涉熱的驅動方式雖然能產生很大的力量，但卻相當耗能，並可能對流道中流體作不必要的加熱。此外，加熱、散熱的過程亦造成閥門的疲勞，也使閥門開關的反應速度緩慢，如熱膨脹式、熱壓式及形狀記憶合金即屬於此類。而壓電材料的驅動方式，雖然能於高頻產生足夠的力量，但操作電壓高及移動距離很小卻是其主要的缺點。同樣地，靜電式驅動雖能產生足夠的吸引力，但卻也需要在高電壓下操作，並且還有控制上為非線性的問題。至於電磁的驅動方式，雖然它產生的力量大、反應快且耗能低，已被廣泛地採用於大型系統的閥門之中，但若要將整個電磁驅動系統微小化，在微製程上則又要面臨許多挑戰。以下則列舉出幾種文獻中所設計不同的主動式微閥門，讓讀者更能了解不同驅動方式的原理與特點。

① 氣動式 (Pneumatic Type)

圖 13.28 為 Vieider 等人在 1995 年所發表的微閥門[43]，其上方開口外接氣壓源，藉由氣壓推動中央夾心的矽薄膜，可封閉其下方微管道的流體流動。文獻報告指出，這個微閥門可承受 500 kPa 的壓力差，且幾乎沒有洩漏，但由於它仍要外接壓力源來控制，因此並不適合未來微流體系統整合的發展。

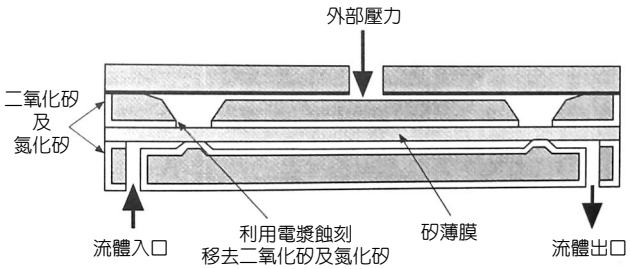


圖 13.28
氣動式微閥門剖面示意圖[43]。

② 熱壓式 (Thermopneumatic Type)

Yang 等人在 1997 年利用矽樹脂 (silicone) 作為閥門的薄膜結構[44]，其製程如圖 13.29(a) 所示，最後再封裝成微閥門。圖 13.29(b) 中，下方的電阻絲加熱空腔中的流體，流體膨脹後則往上擠壓矽樹脂，使得上方的微流道被軟性的樹脂所封住。實驗結果顯示此微閥門可承受高達 1 MPa 的壓差。

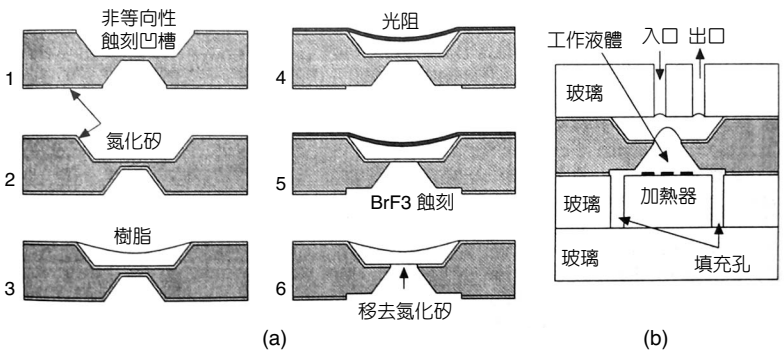


圖 13.29
熱氣式微閥門剖面示意圖[44]。

③ 熱膨脹式 (Thermal-Expansion Type)

圖 13.30 為 Jerman 在 1991 年所發表的熱膨脹式微幫浦[45]，其原理為利用兩膨脹係數不同的材料－矽及鋁，由於雙層材料受熱彎曲，能將中央的矽塊抬升或壓下，而控制下方出口的開與關。

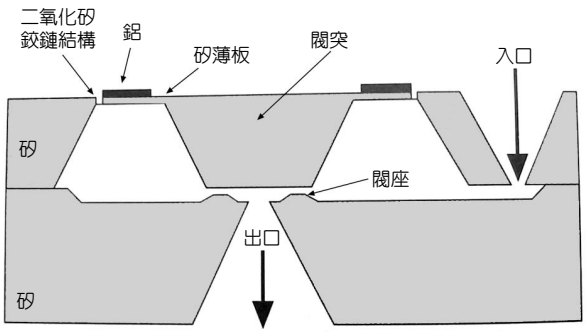


圖 13.30
熱膨脹式微閥門剖面示意圖[45]。

④ 壓電式 (Piezoelectric Type)

1991 年 Shoji 等人利用壓電材料製作出如圖 13.31 之主動式微閥門[46]，其上方中央厚達 9 mm 的壓電材料在高電壓驅動下，將連續推動下方的矽薄板、並把 7 μm 厚的光阻薄膜下壓封住流體管道，而由於光阻薄膜材料性質柔軟，因此能提供較好的密封度。

⑤ 靜電式 (Electrostatic Type)

圖 13.32 為包含氣動式與靜電式的主動微閥門，1993 年 Huff 等人設計的這種微閥門[47]，其中央盤狀的矽與 O 型墊圈構造，可讓閥門在平時保持關閉的狀態。而當通以 200 伏特的電壓時，由於上下兩矽基材受靜電吸引，將使盤狀矽板被吸引而彎曲，使閥門呈開的狀態。至於其下方的氣動式空腔，則能輔助矽基材加強上下彎曲的動作，使閥門開關的空間加大。

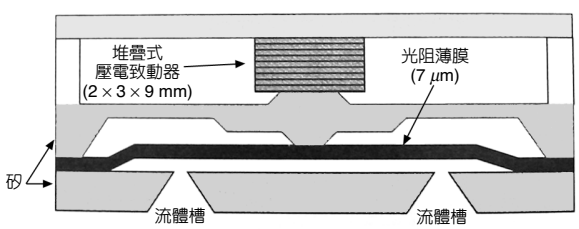


圖 13.31
壓電式微閥門剖面示意圖[46]。

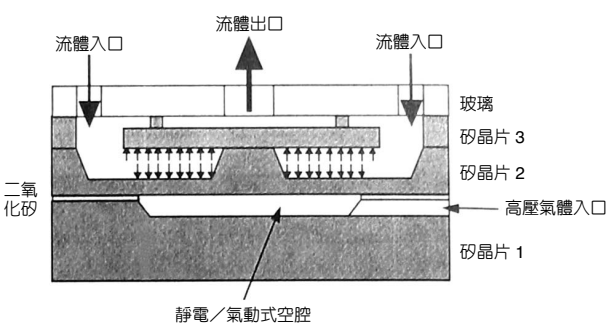


圖 13.32
靜電式微閥門剖面示意圖[47]。

⑥ 電磁式 (Electromagnetic Type)

圖 13.33 為電磁式微閥門的剖面示意圖，其外側表示環繞流體管道的線圈，而中央則是由鎳鐵合金所構成的微閥門，閥門由矽基材所支撐，上下並用 O 型墊圈加以封實。由於鎳鐵合金具有感磁的特性，因此若適當控制線圈電流的方向，將使中央的磁力線方向往上或往下，進而驅動蓋帽 (cap) 向上或下運動，使閥門開啟或關閉。

從以上可知，被動式微閥門雖然具有製程簡易且不耗能的優點，但卻失去控制上的空間，使得它所能控制的流體有限，並只能承受一定限度的壓力差。但被動式微閥門在作為單向閥門的應用上，仍能滿足許多微流體控制 (micro flow control) 上的需求，並可節省許多設計及製作上的成本與時間。然而，當我們需要達成更精密而嚴謹的微流體控制時，主動式微閥門則成為整個微流體系統設計上的重點，此時選擇哪一種驅動方式也將決定往後微閥門的性能及操作上的方便性。在未來，微流體系統在生醫領域應用的重要性與日俱增，面對最終將微閥門整合至微流體系統中的目標，微閥門未來的發展仍有許多的問題與挑戰有待研究者去解決。

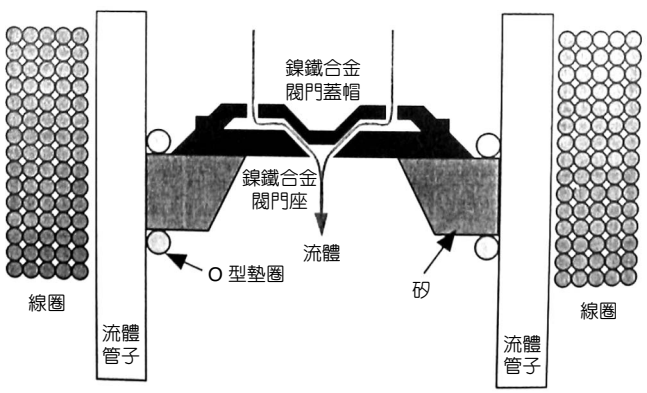


圖 13.33
電磁式微閥門剖面示意圖[48]。

13.2.2.3 微流體開關

在微流體分析系統中，控制流體之微流體開關的開發為一關鍵性的技術。藉由微型流體開關，可在同一平面上作流向控制，以便將不同或是相同樣品注射至不同或相同之出口槽 (output-port)，以連接至不同的微流體分析晶片，達成多功能連續式的樣品進料功能，進而作一系列的檢測分析。此一裝置對於高產能 (high-throughput) 之微流體晶片是一非常重要之模組。以下簡要地介紹各式微流體開關之原理及操作情形。

(1) 熱驅動式微閥開關 (Thermally-Actuated Flow Switch)

Doring 等人於 1992 年提出以具有不同熱膨脹係數複合材料之懸臂樑[49]，經由熱膨脹驅

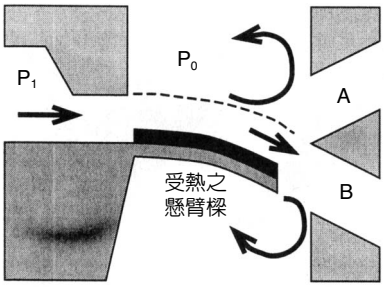


圖 11.34 複合材料懸臂樑微閥開關之示意圖。以複合材料之懸臂樑利用 Coanda效應使得流體得以切換於兩不同出口槽[49]。

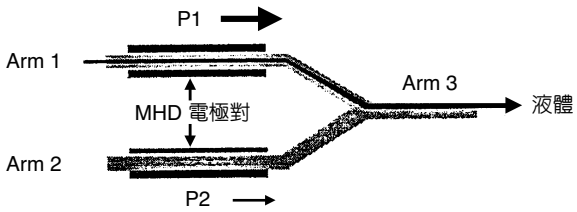


圖 13.35 交流磁電式微流體開關示意圖[50]。

動懸臂樑形變的方向作為切換開關，使得流體會因為 Coanda 效應沿著懸臂樑尾部曲線流動而被導入兩出口槽之一。此懸臂樑是以矽基板之正面佈植硼為熱阻，利用電化學蝕刻終止技術，由矽晶片背面非等向性蝕刻成懸臂樑和 11 μm 厚之鋁作為複合材料 (如圖 11.34 所示)。當施予 1 瓦特功率時，由於複合材料熱膨脹係數的不同，懸臂樑產生向上 15° 形變量，使得流速為 100 至 150 mL/min 之流體以 1 ms 的時間切換於不同出口槽。

(2) 交流式磁電流體開關 (AC Magnetohydrodynamic Flow Switch)

Lemoff 和 Lee 等人利用交流磁電 (AC magnetohydrodynamic, MHD) 產生之勞倫茲力 (Lorentz force) 來驅動帶電之微流體[50]。將二組交流磁電幫浦整合於 Y 形結構之微流道，使得微流體可被切換於 Y 形流道之兩分叉支流，此交流磁電式微流體開關可整合於多工微全分析系統。當只驅動交流磁電幫浦 **1** 於支流 **1** 時，被驅動之流體將流向支流 **2** 和 **3**，為了使流體連續地從支流 **1** 流至支流 **3**，交流磁電幫浦 **2** 必須提供一適當壓力抑制，一般來說，此壓力需小於交流磁電幫浦 **1** 之驅動力。圖 13.35 為交流磁電式微流體開關示意圖[50]。

(3) 流體力驅動之微流體開關 (Hydrodynamic-Force-Driven Flow Switch)

連續式進料及分析對於高效率微流體系統之研發非常重要，連續式微流體晶片整合了流體的預集中 (hydrodynamic pre-focusing) 以及無閥式開關 (valveless switch)，藉由注射式幫浦提供之流體力，可將不同或是相同樣品注射至不同或相同之出口槽，以連接至不同的流體分析晶片 (圖 13.36－圖 13.39)。此一預先縮減樣品流寬度的步驟，最大的優點在於事先對樣品流作預集中處理，以便能將樣品精確的導向所預定之出口槽 (圖 13.40(b))，而避免在出口槽邊界造成多管道滲漏 (smearing) 的情況 (圖 13.40(a)) 。

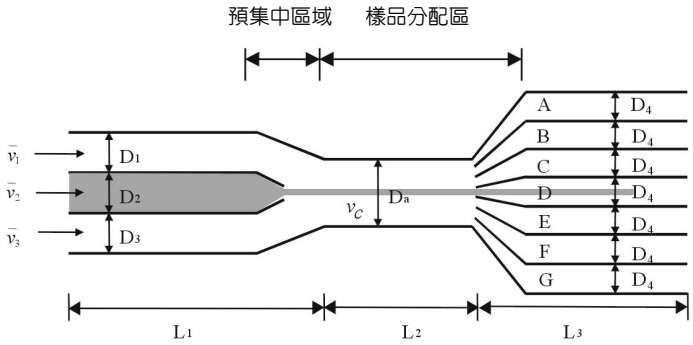


圖 13.36
包含三個入口和七個出口之可預先縮減樣品流 (sample flow) 寬度的 1×7 微流體晶片[51]。

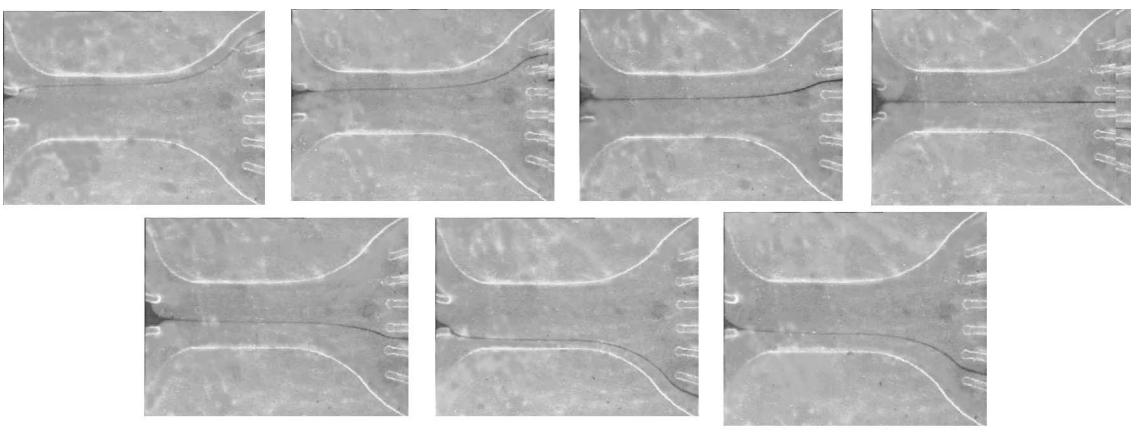


圖 13.37 1×7 微流體晶片之實驗圖形[51]。

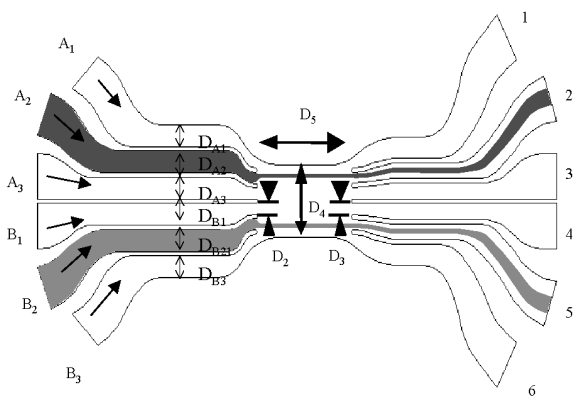


圖 13.38
包含 2 個樣品流入口和 6 個出口槽之可預先縮減樣品流寬度的 2×6 微流體晶片[52]。

(4) 電場控制式微流體開關 (Electrokinetically-Driven Flow Switch)

利用電滲透流動現象可以將流體切換至不同管道，此微流體晶片必須藉由電壓差來控制其流場的方向，一個簡單的 1×3 微流體電場控制晶片流體切換情形如圖 13.41 所示[54]。

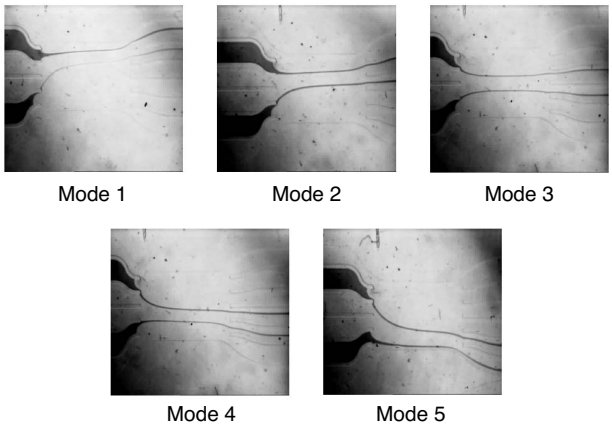


圖 13.39
2×6 微流體晶片之實驗圖[52]。

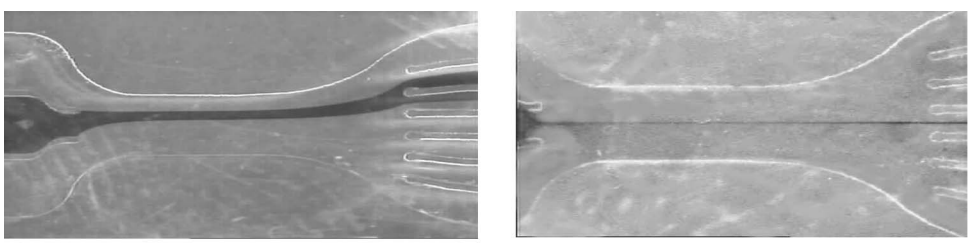


圖 13.40 (a) 未先聚焦而產生之滲漏現象，(b) 先聚焦而將樣品精確的導向所預定之出口槽[51]。

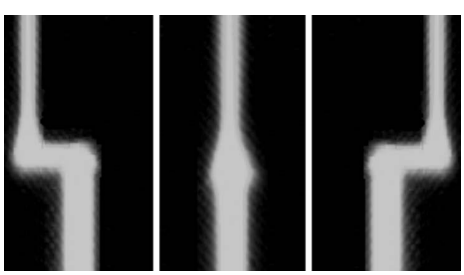


圖 13.41
1×3 電場控制式微流體開關之流體切換情形。

在電壓的控制方面是根據 Kirchhoff 定律加以修正而得到[49]，如此可以利用不同的電壓驅動模式來達到所需的收集效果。在 1 × 3 的微流體電場控制晶片當中可以控制三種不同的流向，其數學模式[50] 可分成：

① 第一種控制模式

$$\phi_1 > \phi_3 + \left(\frac{\phi_A - \phi_3}{H + L_1}\right) \times \left(\frac{H}{2} + L_1\right) \tag{13.1}$$

$$\phi_2 = \phi_B = \phi_C > \phi_3 + \left(\frac{\phi_A - \phi_3}{H + L_1}\right) \times \frac{H}{2} \tag{13.2}$$

其中 ϕ_3 表示高壓端、ϕ_A 為低壓端；若經由方程式 (13.1) 及 (13.2) 的計算，而電壓控制在 $\phi_1 : \phi_2 : \phi_3 : \phi_B : \phi_C = 0.55 : 0.68 : 1 : 0.68 : 0.68$ 的情況下可將檢體往右管道收集，如圖 13.42(a) 所示。

② 第二種控制模式

$$\phi_1 = \phi_A > \phi_3 + \left(\frac{\phi_B - \phi_3}{H}\right) \times \frac{H}{2} \tag{13.3}$$

$$\phi_2 = \phi_C > \phi_3 + \left(\frac{\phi_B - \phi_3}{H}\right) \times \frac{H}{2} \tag{13.4}$$

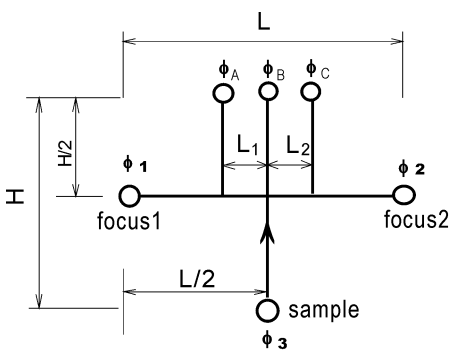
在此數學模式下將電壓設定為 $\phi_1 : \phi_2 : \phi_3 : \phi_A : \phi_C = 0.65 : 0.65 : 1 : 0.65 : 0.6$ 可得到如圖 13.42(b) 的流場模式。

③ 第三種控制模式

$$\phi_2 > \phi_3 + \left(\frac{\phi_c - \phi_3}{H + L_2}\right) \times \left(\frac{H}{2} + L_2\right) \tag{13.5}$$

$$\phi_1 = \phi_A = \phi_B > \phi_3 + \left(\frac{\phi_c - \phi_3}{H + L_2}\right) \times \frac{H}{2} \tag{13.6}$$

在方程式 (13.5) 及 (13.6) 的精確估算下，將電壓設定為 $\phi_1 : \phi_2 : \phi_3 : \phi_A : \phi_B = 0.68 : 0.55 : 1 : 0.68 : 0.68$ 便可得到如圖 13.42(c) 的流場模式。



(a) (b) (c)

圖 13.42
三種不同的微流體控制模式。

13.2.3 微生醫晶片

13.2.3.1 微型聚合酶連鎖反應晶片

由於微機電技術的蓬勃發展，微流體系統 (microfluidic system) 應運而生，在這種尺寸介於微米 (μm) 至毫米 (mm) 之間的微型元件內，運行的不再只是「電子」，還包括「氣」與「水」。科學家非常期待如此複雜有趣的微流體系統能夠應用在尺寸相當、成分類似的生醫系統上，雖然在各類微流體技術的先驅研究中，許多實際的應用困難仍不斷浮現，但此一新技術的導入卻也引發了許多突破傳統的新思維，本節將以「微型聚合酶連鎖反應晶片」為例來介紹。

(1) 聚合酶連鎖反應的基本原理

聚合酶連鎖反應 (polymerase chain reaction, PCR) 是由 Kary Mullis 於 1985 年所發明，Mullis 並因此獲得諾貝爾獎以及價值連城的專利權。能夠成為專利是因為它是「發明」而非「發現」，換句話說，自然界並不存在這種生化反應。PCR 是人為的，它是 DNA 雙股結構 (double helix) 與鹼基配對 (base pairing) 非常精彩的邏輯應用；它具有兩大功能，需要四種材料，以及一再循環的三個步驟。兩大功能是指「搜索」與「複製」，PCR 能在長達數千萬鹼基對 (base pair, bp) 的核酸分子中，精確的搜索出長度約數百鹼基對的特定鹼基序列，並將此段序列複製一百萬倍以上！四種材料是指 DNA 模版 (template)、一對引子 (primer，亦為核酸分子，長度約 25－30 bp)、散裝的核酸 (dNTP) 與聚合酶 (polymerase)。

而 PCR 的三步驟則是指 (1) 雙股分離 (denature)：升溫到 94 °C，藉此打開 DNA 模版的雙股結構；(2) 引子雜交 (annealing)：降溫至 30－65 °C，此時一對引子進入雙股 DNA 分子中，分頭搜索與本身互補的鹼基序列並結合在此位置；(3) 核酸合成 (extension)：升溫至 65－75 °C，藉此活化聚合並結合在引子的 3' 端，依著模版上的鹼基序列抓取周遭對應的 dNTP 連成新的核酸分子鏈；兩個聚合酶以面對面的方向同時成長核酸分子鏈，直到雙雙走完模版為止。發明重點在於兩引子本身亦為新生核酸分子鏈的一部分，而且就位在此新生雙股分子對角的兩端，若再次以此核酸分子鏈為模版，重複雙股分離、引子雜交，到了第二次核酸合成過程時，對向走過來的聚合酶就會自動停在引子模版的最後一個核酸上，如圖 13.43 所示。

不斷循環此三步驟，即形成所謂的聚合酶連鎖反應。理論上 n 個循環 (cycle) 應可得到 2^{n-2} 個複製物 (amplicons)，例如 30 個循環可得 268,435,456 個雙股複製物。可惜事實上並非如此，反應終了能夠得到 10^5-10^6 複製物算是不錯的了。科學家常用一個簡單的公式來估算產率為 $(1+e)^n$，e 是指效率 (efficiency)，通常超過 20 個循環以後效果就開始大打折扣了 (e 大約為 0.8)。Mullis 稱這種情形為「貧乏狀態 (anemic mode)」，意思就是「原料不足」、「工作沒勁」了。

第 13.2.3.1 節作者為姚南光先生。

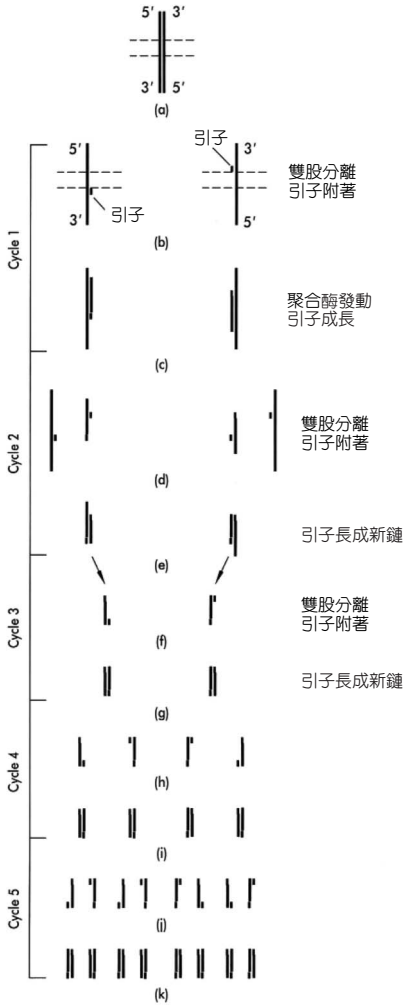


圖 13.43
聚合酶連鎖反應[58]，若只看軸心連鎖系列，暫不管前兩個循環之半成品衍生的旁支連鎖系列，從 cycle 3 開始就可產出二個標準長度的複製物，而其內容正是兩個引子在模版上所「夾」出的鹼基序列！

(2) 快速能量傳遞

「貧乏狀態 (anemic mode)」的主要原因有二。(1) 引子黏錯 (primer mismatch)：引子黏錯了地方，卻照樣依循 PCR 機制產出大量的非標的複製物 (nontarget amplicon)，特別是引子黏錯後距離變短，進而使得複製物長度也變短的這種狀況特別嚴重。因為引子黏錯後複製物若變長，在下一個循環時 PCR 機制會自動將它修正回來；而變短的複製物顯然會比正確的複製物更容易完成連鎖反應，這種稱為引子雙倍體 (primer dimmer) 的干擾產物會競爭性的消耗掉大量的 dNTP 和聚合酶，結果就造成了「原料不足」。(2) 聚合酶受損：既然自然界並不存在 PCR 這種反應，我們不能指望能夠找到一種 PCR 專用的聚合酶，科學家能夠從溫泉細菌 *Thermus aquaticus* 尋獲 *Taq* 聚合酶已算是萬幸，但即便如此，一次又一次高達 94 °C 的雙股分離過程溫度仍會一次又一次削弱 *Taq* 聚合酶的活性 (活性半衰熱循環數 (cycling half life)：80－160 循環)，這就是聚合酶的「工作沒勁」。

不同於生化學家從引子的設計、調整 G/C 比例、Mg^{2+} 濃度等因素入手，工程師會從另兩個方向思考。第一，製造犀利的溫度折返點：為了避免雙股分離過程持續的高溫傷害 *Taq* 聚合酶，以及在引子雜交過程降溫過低造成引子的黏錯，必須試圖精確的在到達此二高低溫後立刻折返 (已有研究報告：< 1 s 的雙股分離與引子雜交過程具有不錯的效果[57])。第二，設法加快升降溫速率：太慢的降溫也會傷害 *Taq* 聚合酶，而太慢的升溫也容易使引子黏錯地方，故快速升降溫也是必要的。

此外，由於 *Taq* 聚合酶的工作效率是固定的 (95 nuc/s)，製造愈長的複製物就需要愈長的核酸合成 過程時間。因此，恐怕只有「提高升降溫速率」這部分才有機會縮短 PCR 的總時間，這正是 PCR 晶片的重要賣點。綜言之，就是要想辦法提供「快速的能量傳遞」，只是設計這種機構恐怕不太容易，因為這兩個溫控策略其實是相衝突的。試想跑得越快的車子勢必越難在定點煞車且立刻回頭，不過正因如此，工程師才有事可做。

(3) 傳統作法：GeneAmp® PCR 9700

目前市場上較先進的機種是 Perkin-Elmer 推出的 GeneAmp® PCR 9700，搭配該公司提供的試劑套件，升降溫速率號稱可達到 5 °C/s。此系統使用之反應管 (reaction tube) 為 polyethylene 材質、附管蓋，可經蓋頂加熱 (attached caps)、薄管壁設計，運作時緊密插入加熱金屬塊預置的井中，藉此增加熱傳導的面積與效率。其體積對表面積比 (volume to surface ratio) 為 0.66 μL/mm^2，意思是每 1 mm^2 熱傳導面積必須負擔 0.66 μL 體積的 PCR 混合試劑 (mixture)。

這是一種接觸式加熱法，就總體積 100－500 μL PCR 混合試劑，同時又要考量機電系統成本的情況下，此法已算是相當經濟而有效率的。然而其先天的缺點在於總加熱質量 (total thermal mass) 會變得很大，系統必須先加熱金屬塊，再加熱試管壁，然後才能加熱到 PCR 混合試劑，系統因而很難更為敏捷的變換溫度。

(4) 微小化系統：紅外線熱循環反應器

1998 年美國 Mayo 研究中心與 Pittsburgh 大學的研究群共同發表了一篇論文，討論使用紅外光熱輻射成就 PCR 循環溫控的可行性 (圖 13.44)。這是一個很好的例子，說明「微小化系統」對於提升反應效率非常有效。

比起現行許多利用微加工製程 (micromachining)、內建微加熱器的矽－玻璃 PCR 晶片，此研究雖不十分顯眼，卻觸及了一些問題的核心。(1) 鎢絲燈開啟後就不再調整功率 (power)，變溫的任務交給置於燈與晶片間的透鏡組，透鏡的變換立刻改變了紅外光的聚焦程度，瞬間調整了系統對反應試劑的能量傳輸效率，全部過程僅是一個機械動作，變換前後系統暫態造成的時間延遲 (system time delay) 幾乎可忽略。(2) 紅外光線直接聚焦在反應試劑上，加熱過程中能量甚少消耗在周遭裝置甚至玻璃晶片本身，總加熱質量因此能夠減小到最低限度，促使系統的升降溫動作能夠迅速反應在試劑溫度上。(3) 由於整體結構變小時

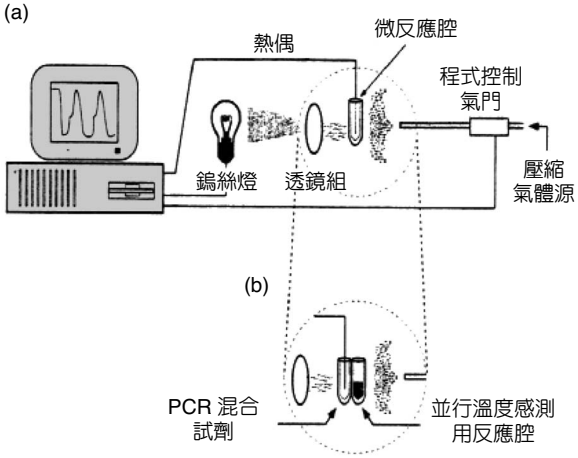


圖 13.44
紅外線熱循環反應器[56]，28 μL PCR 混合試劑置於微小化的方形玻璃晶片中 (chip-like glass chamber)，紅外光源是傳統的鎢絲燈，經過光學透鏡組直接聚焦在 PCR 混合試劑上，升溫速率可達 10 °C/s；試管背後吹送高速壓縮空氣藉以冷卻，降溫速率為 20 °C/s。

體積以三次元縮小，而面積卻以二次元縮小，故此系統微小化的方形玻璃晶片 (截面：500 μm × 5 mm) 大幅降低了體積對表面積比為 0.19 μL/mm^2，大約僅為傳統 PE 反應管的 1/4。此時利用高速壓縮空氣直接吹向晶片背面降溫時，要達到 20 °C/s 的降溫速率自然輕而易舉。

整體而言，這是一種整合「紅外線加熱」、「光學」及「氣冷」效應之非接觸式升降溫方法，任一技術本身並無任何前瞻創新之處，假設試劑總體積仍為傳統之數百 μL－mL，就算這些裝置完成整合，要想達到快速 PCR 的變溫要求，恐怕也必須使用相當高功率而昂貴的組件，那麼整件事情似乎就不合乎經濟效益了。然而當試劑與承載晶片微小化以後，使用低功率、便宜的光學與氣控組件卻足以運行自如。該研究報告顯示，系統可完成非常精彩的溫程控制 94 °C－2s / 54 °C－2s / 72 °C－4s，跑完 30 個循環只需要 12 分鐘 (大約比傳統方法動輒數小時的反應時間快了十倍)。

(5) 連續流 PCR 晶片

白話解釋「微小化創意」是說：東西變小後您怎麼想？如果你有一大桶水需要不斷的改變溫度，你會傻呼呼的把那桶水在不同溫度的電爐之間搬來搬去呢？還是直接調整電爐的功率即可呢？答案顯然是後者。可是如果加熱的不是一桶水，而是一杯水，甚至只有一滴水呢？英國皇家科學院 (Imperial College of Science, UK) Andreas Manz 教授所領導的研究群在 1998 年 Science 期刊發表了一塊可謂是「微小化創意」經典之作的 PCR 晶片，如圖 13.45 與圖 13.46 所示[55]。

第一個關鍵在於「微小化」的管道結構提供了無與倫比的體積對表面積比為 0.04 μL/mm^2，大約僅為傳統 PE 反應管的 1/17，因此當試劑流經任一銅塊時，巨大的能量交換面積能夠促使反應試劑立即與周遭的溫度一致。第二個關鍵在於雙股分離、引子雜交及核酸合成 過程三種溫度的持續「時間」，已利用微加工製程所精確定義的「空間」加以轉換，亦即 4：4：9 的管道長度比。

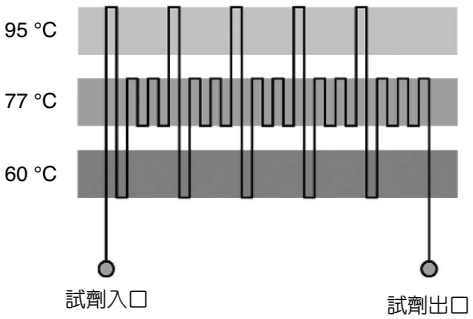


圖 13.45
連續流 PCR 晶片[55]，首先利用微加工方法在玻璃晶片上蝕刻一條截面積 40 μm × 90 μm、但卻長達 2.2 公尺的微細管道，這條迴轉曲折的微管道經過特別的布局，以 4 ：4 ：9 的長度比散布在晶片上的三個區域。

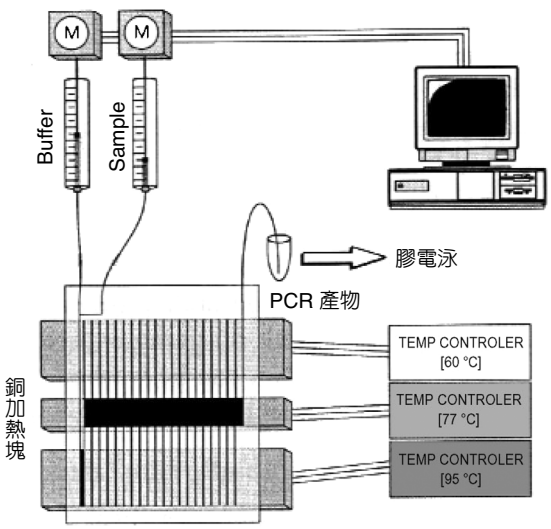


圖 13.46
連續流 PCR 晶片全系統[55]，將玻璃晶片置於間隔排列、溫度已各自穩定在 60 °C、77 °C、95 °C 的三塊銅塊上，接著利用幫浦 (pump) 將 PCR 混合試劑源源不斷的注入微管道中，形成連續的反應試劑流 (continuous-flow)。

系統變小後先使得反應流體具備了與環境瞬間「入境隨俗」的共溫能力，細水長流的微管線布局又使得晶片上的小空間，足以紀錄溫程變化的時間參數，在這些背景條件下，將一滴水在不同溫度的電爐之間搬來搬去又有何不可。剩下來的問題就是反應試劑在微管道中的流速到底可加到多快了，很顯然的，流速越快，溫度折返點越犀利，升降溫速率就越高。該研究報告指出，若以 72.9 nL/s 的流速運作，完成 20 個循環僅需 90 秒 (大約比傳統方法的反應時間快了一百倍)！

當然世間沒有十全十美的設計，對於這麼快的系統，PCR 複製物的產量如何呢？論文中明白表示：流速 5.8 nL/s、18.8 min 完成 20 個循環，產量可達傳統方法的 80%，不過加快流速後產量開始明顯下滑，90 秒的高速運作下，PCR 複製物其實是很微量的。除此之外，另一個邏輯問題是：從 95 °C 雙股分離過程到 60 °C 引子雜交過程，其實是一個降溫過程，當已經是 95 °C 的高溫反應試劑流入 60 °C 的銅塊區時，究竟此時 60 °C 的銅塊加熱器是要開還是關呢？所以儘管這塊晶片的設計已相當傑出，但顯然仍有許多改善空間。

(6) 結論

Mullis 剛發明 PCR 時用的聚合酶是 *Escherichia coli* DNA 聚合酶，這種不耐高溫的聚合酶每經過一次 94 °C 的雙股分離過程就損失了大半，因此當時每經過一個循環就需要再加一次材料，一直到能耐高溫的 *Taq* 聚合酶被純化出來，世人才真正有了「連鎖反應」的感覺。今天，對生物晶片的研究更積極的想法為：PCR 前幾個循環與後幾個循環對於 *Taq* 聚合酶的需求量顯然很不一樣，軸心連鎖系列中，3 個循環只需要 2 個 *Taq* 聚合酶，而 20 循環卻需要 262,144 個 *Taq* 聚合酶，沒有道理一開始就投入最後才需要的巨量 *Taq* 聚合酶，卻令其全體白白去承擔每一次循環的高溫攻擊。如果每經過一個循環就加一次材料已經不像以前那麼麻煩了，何不逐次導入新鮮 *Taq* 聚合酶參加反應，或許因此有機會將 PCR 的性能再次往前推進。利用目前漸趨成熟的微流體技術，此構想並非遙不可及，相信這種性能更強的 PCR 晶片很快的就能問世！

13.2.3.2 微電泳晶片

(1) 電泳效應與電滲流的形成

電泳效應 (electrophoresis) 是指利用帶電荷離子在高電壓作用下，於介電質中以不同的移動率向電荷相反方向運動所造成物質的分離，利用此種現象對某些化學、生化或醫學檢體進行分離分析的技術稱為電泳技術。

由於微管道大多是用二氧化矽或石英 (silica-base) 材料製成的，其內壁呈現帶負電的現象，為了電性的平衡，其緩衝液中則產生正電的電荷。而這些正電荷的分布可分成兩類：一是被吸附在管壁表面的固定離子，在此層內稱為固定層 (compact layer 或 Stern layer)；而另一種分布是離管壁較遠的擴散離子，其電荷密度隨著徑向距離的增加而急速遞減，在此層內稱為擴散層 (diffuse layer)。因此電滲流 (electroosmotic flow, EOF) 流場可視為有電場作用時，電解質組成的移動在電雙層與固定層的雙重影響下，所表現的流體流動行為，其流場模式如圖 13.47 所示。在固定層和壁面之間的邊界層上的電位勢稱為 zeta 電位勢 (electrical potential)，其大小範圍約 0－200 mV 之間，而 zeta 電位勢的值隨著距離的增加呈現指數的衰減，使其衰減一個指數單位所需的距離稱為電雙層的特徵厚度。

電滲流場是由外加的驅動電壓與流體之電荷分布 (電雙層) 之間的相互作用所產生的驅動力來驅動流體，因此當流體達到完全發展時，其完全發展區之橫截面的速度呈現較平坦的分布；此種速度分布不像一般壓力驅動的管流，在完全發展區時速度分布呈現拋物線形 (如圖 13.48)。當樣品在電場的作用下，根據質量以及帶電荷的多寡會產生不同的速度，因而產生分離之效果。微電泳晶片在 DNA 的分析上相較於傳統膠電泳及毛細管電泳而言，由於尺寸較小使得分析速率較為提高。除了分析速度及效率高的優點外，結合高靈敏度的雷射誘導螢光偵測 (laser induced fluorescence, LIF) 是晶片式電泳的優勢。

第 13.2.3.2 節作者為李國賓先生。

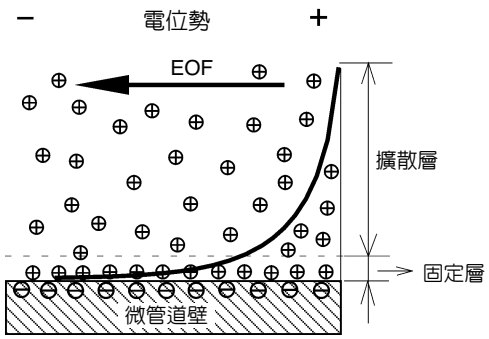


圖 13.47 電滲流場之示意圖。

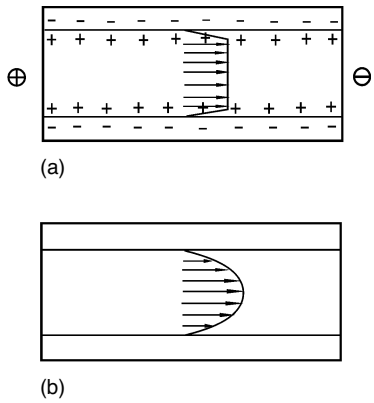


圖 13.48 (a) 電壓驅動流和 (b) 壓力驅動流。

(2) 理論分析

在電滲流場中其物理模式包含施加電壓與界面交互作用效應之波松 (Poisson) 方程式 ψ、液體正負離子電荷濃度之離子濃度方程式 n^+ 與 n^-，以及修正後包含電遷移 (electrokinetic migration) 的 Navier-Stokes 方程式與解檢測液帶寬之濃度 (C)方程式

$$\nabla^2\psi = -\frac{\kappa^2}{2}\rho_e \tag{13.7}$$

$$\frac{\partial n_i}{\partial t} + \mathbf{u}\cdot\nabla n_i = \frac{1}{S_c R_e}\nabla^2 n_i + \frac{1}{S_c R_e}\left[\nabla(n_i\nabla\psi)\right] \tag{13.8}$$

$$\nabla\cdot\mathbf{u} = 0 \tag{13.9}$$

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u}\cdot\nabla)\mathbf{u} = -\nabla p + \frac{1}{R_e}\nabla^2\mathbf{u} - G_x\rho_e\nabla\psi \tag{13.10}$$

$$\frac{\partial C}{\partial t} + \mathbf{u}\cdot\nabla C = \frac{1}{S_c R_e}\nabla^2 C \tag{13.11}$$

其中 $\rho_e = (n^+ - n^-)ze$ 是電荷密度 (charge density)，$\kappa = W\times K$ 是電動分離距，$K = (2n_0z^2e^2/\varepsilon\varepsilon_0k_bT)^{1/2}$ 是 Debye-Huckel 參數，z 為離子的原子價，ε 為電解液的介電常數，ε_0 為真空介電常數，k_b 為 Boltzmann 常數，W 是微管的寬度，$1/K$ 是電荷密度的特徵厚度，其中 $S_c = \mu/\rho_f D_i$ 是 Schmidt 數，$R_e = \rho_f U_{\text{ref}} W/\mu = \rho_f\left(\frac{\psi_{\text{inlet}}\varepsilon\varepsilon_0\xi}{\mu L}\right)\left(\frac{W}{\mu}\right)$ 是雷諾數，μ 是流體的黏滯係數，ρ_f 是流體的密度，$U_{\text{ref}} = \psi_{\text{inlet}}\varepsilon\varepsilon_0\zeta/\mu\text{L}$，$\psi_{\text{inlet}}$ 是入口的 activated 電位勢，ζ 是壁面的 zeta 電位勢。利用上述方程式可求出微流體在電滲流中之流動行為。

(3) 微電泳晶片 (Micro Capillary Electrophoresis Chips, μ-CE) 之應用

① 十字形進料之微電泳晶片

最典型的晶片樣式是所謂的「十字形晶片」，分析的概念是採用所謂的「注射→分離」模式。注射 (loading) 樣品是利用電壓方式驅動，而分離 (separation) 是將十字形管道交叉處的樣品帶入分離管道進行分析。微電泳晶片由十字形的微管道、管道端的四個儲液槽及電極組成，如圖 13.49(a) 所示。其驅動原理如圖 13.49(b)，帶電樣品由 III 端注入，在注入管道 III & IV 加電壓差，則帶電樣品由 III 流向 IV，完成載入樣品的動作。然後在分離管道 I & II 加上電壓差，在管道中心的樣品則由 I 流向 II。當樣品在管道 I & II 流動時，荷質比不同的成分分子在電場作用下會有不同的流動速率，而達到樣品分離的效果。

微電泳晶片的製作過程如圖 13.50 所示。首先，採用由光阻、鉻和石英三層材質組成的光罩板為基板，以標準的微影製程將微管道結構轉印於光阻層。光阻顯影後，再以餘留的光阻為遮罩蝕刻鉻金屬層。最後利用餘留的鉻為遮罩，而以 BOE (buffered oxide etchant, HF：NH_4F = 1：6) 作為石英的蝕刻液，在石英基板上蝕刻出微管道的結構。若製作以石英為基材的晶片，可利用低溫接合技術，將基板與另一塊做為上板的石英板接合。首先，在作為上板的石英板上鑽好樣品出、入孔，然後將 SiO_2：NaOH 混合液旋塗於上板表面，最後上板再與製作好的石英基板對準壓合，並在 50 °C 加熱 8 小時。若製作以 PMMA 作為基材的晶片，則以蝕刻好的石英基板作為母模，再以熱壓方式將母模的結構壓印於 PMMA 基板上，再與作為上板的 PMMA 用熱壓方式接合。除用熱壓方式外，也可利用準分子雷射製作 PMMA 晶片，由於準分子雷射能量可打斷 PMMA 分子鍵結，透過石英光罩，利用 X-Y-Z-θ 工作台精確控制雷射，可在 PMMA 基材上刻出元件結構。

以製作好的微電泳晶片進行 DNA 片段 (φX-174-RF Hae III digest) 及 C 型肝炎病毒

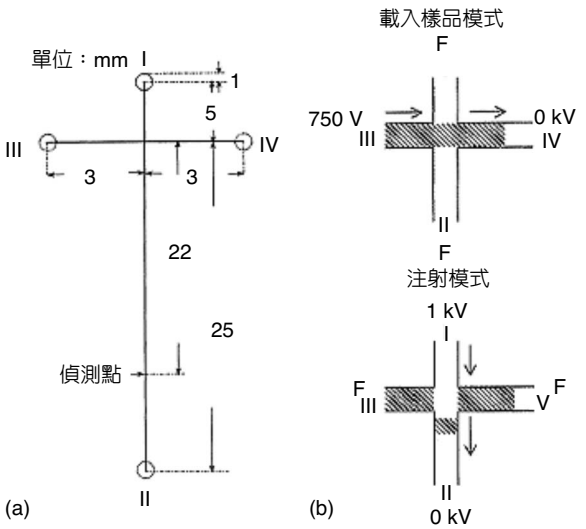


圖 13.49 (a) 微電泳晶片的結構，(b) 其操作示意圖。

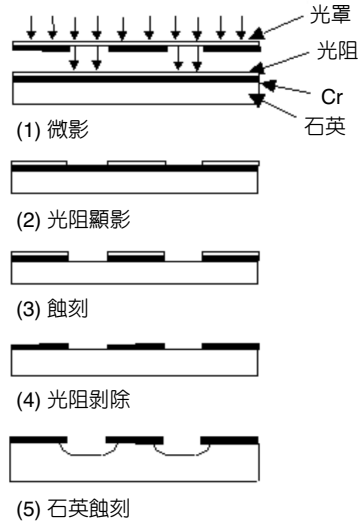


圖 13.50 石英基板微管道結構微影製程。

(HCV) 的電泳分析[59]。以 TBE (100 mM Tris-Borate, 5 mM EDTA) 作為緩衝液並在樣品中加入螢光染料 TopRo-3。樣品在 1－2 分鐘內便完成電泳分析，在螢光偵測器在分離管道末端偵測到分離的 DNA 片段螢光訊號。測試結果如圖 13.51 所示，晶片可在 2 分鐘內鑑定出 φX174 的 11 個 DNA 片段。其中，第 271 和 281 片段可利用 HPMC (hydroxypropyl methyl cellulose) 濃度增加或電場強度的增加提高分離解析度，而遷移時間和波峰面積的標準偏差分別為 0.4% 和 8%。同樣地，145 bp 的 HCV DNA 也在九十秒內測定出來。

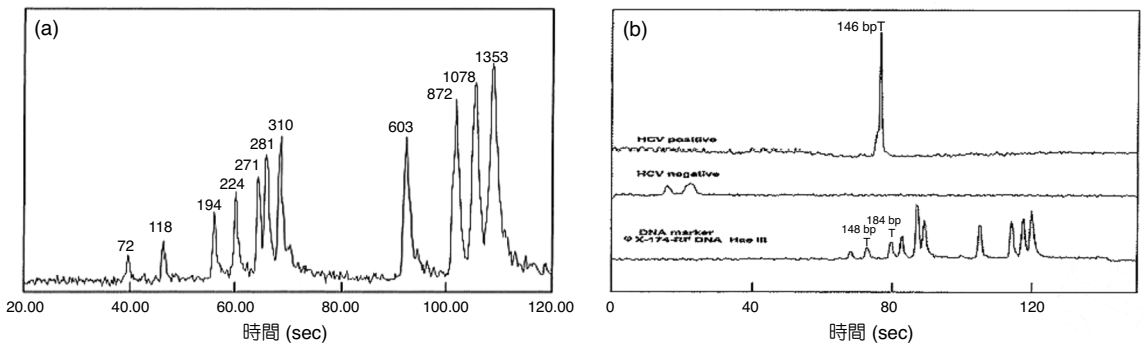


圖 13.51 (a) φX174、(b) HCV DNA 毛細電泳分析。

② 多功能進料系統之微電泳晶片

在傳統的十字形、雙 T 形及三 T 形注射管道系統只有單一進料的功能，由於進料量固定，往往也只能做少部分的檢測項目，對於需要不同量的檢測分析，可能會因進料量的不足而影響其分離及偵測的效果，因此最新研究提出了十字形、雙 T 形及三 T 形注射管道結合在同一微流晶片上的概念[60]，如此我們可以依檢測項目來選定進料的功能，增加微流體晶片的可用性。圖 13.52 至圖 13.54 分別代表各種不同進料量之檢體注射至分離管道。

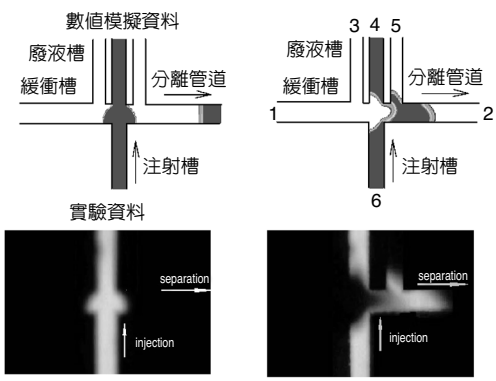


圖 13.52 多功能微電泳注射系統之十字形微管道注射模式。

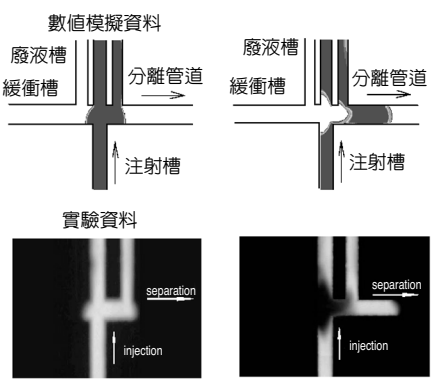


圖 13.53 多功能微電泳注射系統之雙 T 形微管道注射模式。

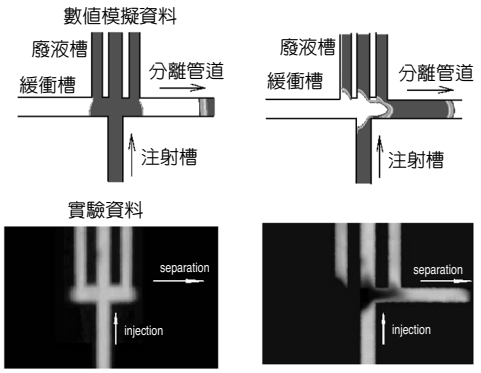


圖 13.54
多功能微電泳注射系統之三 T 形微管道注射模式。

13.2.3.3 微型基因轉殖晶片

本節主要介紹以微機電製程開發電胞膜穿孔基因轉殖晶片 (micro electroporation chip, μEP chip) 的技術，對於其原理、應用、設計以及如何與生物技術結合等方面加以介紹，並以目前實驗結果評估未來開發方向與發展潛能。

(1) 前言

微機電的開發始於 1980 年代。它原本是一種半導體製程的衍生技術，目前更因為材料的開發與超精密加工技術的精進，大幅增進其使用性，更由於尺寸介於數百微米至幾微米，與細胞尺寸相近甚至更小，因此相當適合作為生物組織的感測器或輸送工具。由於製程技術的成熟，微機電的設計開始應用於電轉殖 (electroporation, EP) 的研究上[61,62]；1999 年柏克萊大學 Huang & Rubinsky 設計新型微晶片作為實驗平台，研究單一細胞在電轉殖狀態下電壓與電流的關係[63]。

細胞基因轉殖是一項刪除、轉變或增加生物基因的技術，藉由外力或載子的協助，將具有特定生物反應機制的 DNA 輸送進入細胞或細菌內，藉以產生蛋白質而有醫療或製藥的功效。目前從文獻中發現作為基因轉殖技術中基因投遞 (deliver) 方法可分為兩類：病毒法及非病毒法。病毒法依照病毒載體的種類又可細分為：腺病毒 (*Adenovirus*)、逆轉濾過性病毒 (一種致癌病毒 *Retrovirus*)、皰疹病毒 (*Herpesvirus*) 等；非病毒法可細分為微注射法 (micro injection)、脂胞法 (liposomes)、雷射誘導法、基因槍、鈣離子法、電脈衝胞膜穿孔法等。以上所述的方法各有優缺點，例如以病毒法所進行的轉殖技術就必須考慮載子本身是否將病毒粹取得完全，否則可能引起嚴重的後果。1999 年 9 月在賓州大學以病毒法進行基因治療的人體實驗中，發生第一起基因治療的死亡案例，造成 18 歲病患 Jesse Gelsinger 的死亡，使得美國食品及藥物管理局 (Food and Drug Administration, FDA) 對於基因治療的臨床試驗制訂更嚴謹的規範，同時基因治療的安全性更受到研究人員的重視。而非病毒法的各項技術則通常含有價格昂貴、轉殖的侷限性與過程複雜等缺點，因此真正應用於臨床醫療的實例少之又少。

第 13.2.3.3 節作者為林裕城先生。

非病毒法中以電脈衝胞膜穿孔法應用較廣，屬工程上物理性應用技術。電轉殖的優點主要有：① 過程簡單而且快速，② 適用於各種細胞 (病毒法中細胞必須藉由特定的病毒感染)，③ 可以傳遞基因以外的大型分子或藥物，④ 成功的應用於原核 (prokaryotic) 及真核 (eukaryotic) 細胞。

(2) 細胞膜電性機制與原理

① 細胞膜的性質

細胞膜是由脂質 (lipid) 所組成的雙脂層薄膜 (lipid bilayer) 結構，如圖 13.55 所示，包含親水性極性頭部 (hydrophilic polar head group) 和一個疏水性尾部 (hydrophobic tail)，頭部朝水溶液，尾部靠緊具有抗水性。一般大型水溶性分子無法自由通過細胞膜，細胞膜主要成分為磷脂質 (phospholipids)，細胞膜上另外有膽固醇 (cholesterol) 與蛋白質，雙脂層薄膜的厚度 2－6 nm。細胞膜的厚度因細胞種類而異，一般細胞膜只有 1－2 層雙脂層薄膜，因此胞膜厚度在 12 nm 以下。特殊的細胞由於功能性的問題，有數百層雙脂層薄膜在細胞外圍，如皮膚細胞外圍的角質層 (corneum)。

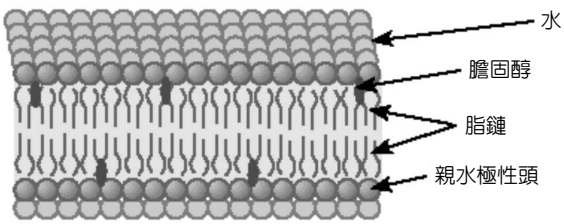


圖 13.55
細胞膜示意圖[64]。

② 電胞膜穿孔原理

水通道的數量與直徑會隨著穿膜電壓而變化，當胞膜內外電位失去平衡時，穿膜電壓上升，胞膜的電位差增加，使得胞膜表面的通道增加直徑增大，讓更多的離子通過以平衡胞膜內外的電壓。一般小型離子 (如 Na^+、K^+、Cl^-) 可以藉由水通道自由通過細胞膜，達到平衡電位的效果，因此胞膜產生的自然電位差在進行轉殖時必須使外界環境形成高於穿膜電壓，才能 (暫時或永久) 破壞胞膜，使離子完全自由通過。

(3) 電胞膜穿孔實驗設計

要進行電胞膜穿孔實驗必須考慮轉殖的細胞與質體 (plasmid) 的選擇，針對實驗對象選擇適當的培養方式，接下來再針對晶片的設計與偵測的方式選擇具有生物相容性的材料。另外還有脈衝週期、電壓，交直電流與滲透壓等參數問題，可以在實驗設計完成後依據細胞性質與晶片設計來加以調整。

① 晶片設計與製程

EP 晶片的設計主要是代替傳統樣品槽 (cuvette) 作為反應器，對細胞進行電脈衝胞膜穿孔，將質體 DNA 輸送到細胞內，目前已經有部分轉殖的研究以 MEMS 技術進行實驗，可依細胞的狀態分為兩類。第一類是細胞懸浮時進行，這類的元件設計大致分為微流道、反應區與電極設計三大部分，製程的方式以蝕刻、微影技術製程製作微型金電極，流道部分常以高分子材料作為微流道基材，配以微型電極製成轉殖晶片 (如圖 13.56)，對細胞以較低的工作電壓 (10 V 以下) 進行轉殖，把質體送進細胞加以觀察，除此之外更有研究設計對單一細胞進行轉殖現象的研究[63]。

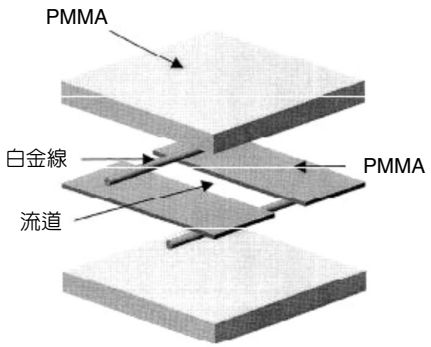


圖 13.56
流道式微型轉殖晶片。

第二類轉殖晶片的設計是針對貼附型細胞，由於細胞必須有較長的時間在晶片上培養，相對於材質的選擇就必須更加注重生物相容性的問題，而這種晶片的優點是結構較為簡單，有利於低成本的開發 (如圖 13.57)。這類型的晶片本身也可設計成光學平台，實驗的過程與結果都可在原位加以觀察[65]。

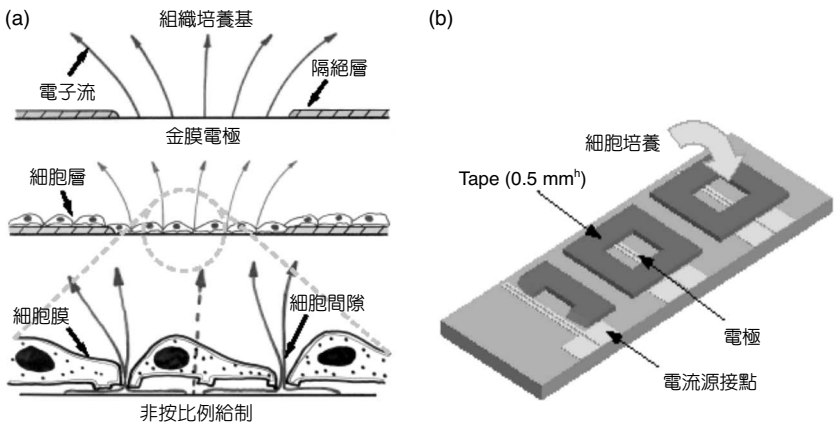


圖 13.57
(a) 轉殖貼附細胞原理，(b) 貼附型晶片設計。

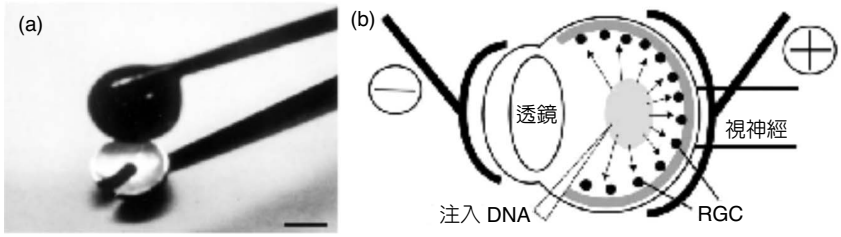


圖 13.58
(a) 鑷子型電極設計，
(b) 其工作原理。

另外微型技術由於體積小與電壓低，勢必可以應用於活體組織方面的基因治療，除了針型陣列電極設計，Mari Dezawa[66,67] 的鑷子型電極設計將注入眼球中的 DNA 植入式網膜中是一種實用的設計，如圖 13.58 所示。

② 細胞前處理生物技術

當所製造的晶片由無塵室出來時，其潔淨度雖然很高但是並非直接可以應用於生物檢測上，這是因為製程的過程並沒有無菌的處理。一般來說，以紫外線照射與高溫高壓滅菌法較為常用，滅菌好的晶片如果是玻璃為底材，則必須添加胰蛋白酶使其表面改成親水性，或增加分子力藉以使細胞容易附著，接著以濃度 0.5% 的 trypsin-EDTA 將細胞由培養皿中取下，經過離心分離、萃取、細胞計數與存活測試，配出實驗所使用的細胞濃度之後，再以為滴定管加入晶片微型槽當中，然後將晶片竟放在濕度 95%、CO_2 為 0.5%、溫度 37 °C 的恆溫無菌環境中加以培養，經過 24 小時後細胞將逐步貼附、增生而穩定。實驗前將晶片上培養基吸取乾淨，以 D-PBS 洗滌細胞一至二次，其目的是要去除培養基中添加的胎牛血清 (FBS) 所存留的脂蛋白 (lipoprotein)，最後就是要將混和好的 GFP-DNA 滴入微型培養槽中靜置數分鐘後開始電擊。

當質體 DNA 被植入細胞內後，質體在轉譯的過程中，同時會將外插入的 DNA 功能轉譯。一般常用的 DNA 質體為 plasmid pRAY 1、GFP[70]。本實驗中轉殖成功的細胞會以 pEGFP-N1 Vector 為模板，而遺傳密碼子 679－1398 會被轉譯成綠色螢光蛋白 (GFP)，使得細胞膜內充滿螢光蛋白物質，藉以確認細胞的基因轉殖成效。GFP DNA 進入細胞後，細胞會以 GFP DNA 為模板，製造出綠色螢光蛋白 (GFP)，使得細胞膜內充滿螢光蛋白物質，以便在螢光顯微鏡下觀察。螢光物質吸收短波長的光能，放射出長波長的光，GFP 的激發波長為 488 nm (藍光)，發射波長為 507 nm (綠光)。轉殖成功的細胞，利用反射式汞燈光源螢光顯微鏡搭配適當的濾鏡組，便可判讀轉殖細胞的數目。

③ 光學定性偵測分析

基因轉殖成功的細胞會開始製造螢光蛋白 GFP，經過 24 小時的培養後，GFP 的濃度提高，便可以在螢光顯微鏡下觀察轉殖結果，計算綠色螢光細胞的數量以反映轉殖的程度。

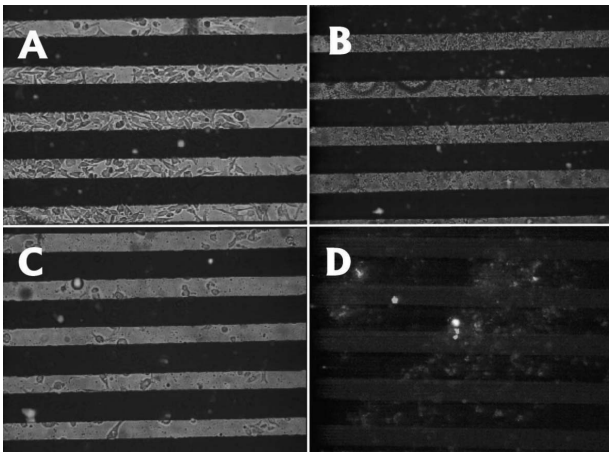


圖 13.59
(a) Chang-Liver、(b) HUVEC、(c) HAPG2、(d) Huh-7。

實驗中採用 Olympus BX 40 螢光顯微鏡，搭配濾光鏡組 U-MWIB (激發波長：460－490 nm, 發射波長 515 nm－)，如圖 13.59 所示，影像擷取系統是 Pixera 600CL Cooled CCD 配合桌上型電腦，即時擷取螢光影像。Pixera 600CL Cooled CCD 系統採用 1/2″ IT-CCD (1.5 mega pixel)，最大解析度 2776 × 2074 pixel，快門速度 1/1000－60 s。

(4) 結果與討論

微機電技術所製成的轉殖晶片不僅可以廣泛的應用於多種細胞株，如腎臟癌、肝癌細胞等，即使人體正常細胞如血管細胞也可以獲得相同的效果。電胞膜穿孔技術在傳統樣品槽方式中轉殖電壓場高達數百伏，常造成細胞極高的死亡率，即使臨床醫療上也有極大的副作用。目前上市的機型 Multiporator[68] 對原生細胞 (primary cells)：微血管細胞 (microvascular endothelial (rat heart)) 以 400 V 工作電壓工作，細胞殘存率為 10%，轉殖率也僅為殘存細胞的 18.5%，且已可將同型原生細胞：人類臍帶血細胞 (human unbilical vein endothelial, HUVEC) 以 4 V 的工作電壓轉殖率達到殘存細胞的 12%，而殘存率卻可提高到 87%。只要配合相關的生物機制，將能有效的提升此種物理性植入技術的效能與降低焦耳熱與電分解 (lysis) 的作用。

(5) 結論

驅動晶片的脈衝電壓不高，低於 10 V，功率消耗低，在 0.1 W/pulse 以下，可由一般電池作為電源供應裝置，因此脈衝產生器縮小成掌上型系統，使得細胞基因轉殖的實驗可在掌上操作，提高實驗的移動性，並且有機會成為居家型醫療商品。而用途方面轉殖晶片具有脈衝電壓低與副作用小等優點，除了基因治療與製藥之外，只要改變電極設計或增加一個較低的起始電流則有助於藥物傳送 (藥物可以是蛋白、酵素或其他帶電分子)，增進藥物的療效及治療速率。最近幾年針對表皮細胞藥物輸送的研究逐漸增加，目前已經有商品出現，所以未來基因工程越趨於成熟，而這將是一項不可或缺的工具。

13.2.4 商品化產品

生物晶片依市場區隔，分為「研究用晶片」及「臨床檢驗用晶片」兩種。研究用晶片主要供應給研究單位或新藥研發公司，可大量處理研發資訊，目前的生物晶片多供應此一市場；臨床檢驗用晶片主要是為取代目前的檢驗試劑，但是因為成本偏高，預期三到五年後才有市場。現在生物晶片的價格，每片約 200－500 美元，未來若每片降至 10 美元以下，才可用於大量篩檢和臨床檢驗，成為可丟棄式的健康檢查或疾病檢測儀器。

根據統計，全球生物晶片 2000 年產出 20.6 萬片，產值近 2 億美元，預估 2001年有 34 萬片需求，產值近 2.5 億美元，至 2004 年全球生物晶片的產值可達 20－40 億美元，產業成長的關鍵點除了普及應用，當然也包括價格。另根據 1999 年我國工研院生醫中心之預測，2003 年醫療檢驗用晶片之平均價格可降至研究用晶片之 1/4，使用量將超越研究用晶片，整體銷售額為 2.2 億美元；至 2008 年醫療檢驗用晶片之平均價格將降至 10 美元，而銷售量將遠超過研究用晶片，至 8,200 萬片，銷售額亦超越研究用晶片之水準，整體銷售額達 13.2 億美元。一旦晶片能被醫院或診所大量使用，市場就很可觀，甚至當生物晶片被應用於消費市場時，將如同電腦普及至一般家庭，市場潛力無可限量。

13.2.4.1 國外發展現況

去年以來，美國新掛牌的上市或上櫃生技公司，如雨後春筍般興起，大部分是與基因或生物晶片有關的公司，因此提供生物晶片公司生產設備的公司，是此波生技熱潮的第一批獲利者。除了提供生物晶片公司儀器、材料的廠商已經賺錢，多數生物晶片公司仍處於虧損狀態，例如美國 Affymetrix，每年虧損超過一千萬美元，即使如此，因為看好生物晶片未來市場前景，生物晶片相關的新公司仍不斷成立。以下便就美國幾家 DNA 晶片生技公司作一介紹。

(1) Affymetrix

Affymetrix 是全美第一家發展 DNA 晶片技術的公司，並且擁有 DNA 晶片製造技術的專利權，正因為 Affymetrix 擁有這些第一，使其於 DNA 晶片製造和銷售的市場上擁有不容忽視的競爭潛力。

目前 Affymetrix 正全力推行許多不同的行銷策略，以期讓它的 DNA 晶片「Gene Chip Oligonucleotide Arrays」能領先其他公司並成為顧客使用 DNA 晶片的最佳選擇。其中一種叫做「Easy Access」的行銷策略，是延續有名的「Gillette」可換式安全刮鬍刀的行銷策略，所以 Affymetrix 所獲得的部分營利來自出售大量可丟棄式的 DNA 晶片。除了這項「Gene Chip Oligonucleotide Arrays」之外，Affymetrix 還擁有其他的 DNA 晶片專利權，其中包括「Spotted cDNA Arrays (點狀式互補性 DNA 晶片)」，其晶片上具有超過 400 種不同

第 13.2.4 節作者為林裕城先生。

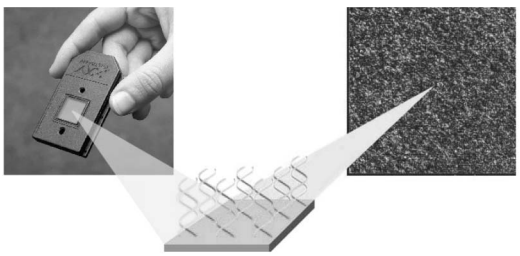


圖 13.60
GeneChi® Array[69]。

的 DNA 探針，許多其他的 DNA 晶片生技公司若要採用類似的技術時，都必須要付費給 Affymetrix。由於擁有多項專利權和行銷策略的成功，Affymetrix 的前景十分看好 (圖 13.60)。

(2) Nanogen

Nanogen 自從 1993 年設立以來即致力於發展電子 DNA 晶片的技術，其產品最大特色在於它的自由度大，顧客可以自由選擇他們想要的 DNA 片段放在晶片上，利用電腦只要花上幾個小時，顧客就可以設計一片自己想要的 DNA 晶片。

Nanogen 的產品可在只有一平方公分的晶片上放上 25 萬個探針，並且晶片的面積也還比 Affymetrix 的產品小，另外由於利用電子吸引力的原理，其 DNA 晶片在做雜合反應 (hybridization) 時只需要 15 秒就可以完成。由於上述優點，Nanogen 正大力推廣應用其產品在法醫學上檢定犯罪證據 (圖 13.61)。

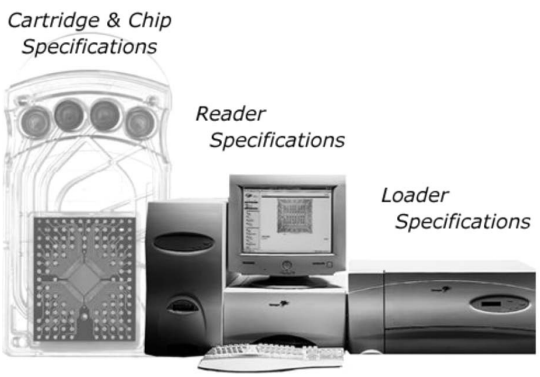


圖 13.61
Nanogen Analyzer System[70]。

(3) Illumina

Illumina 的產品擁有一項非常傑出的特色，就是他們的 DNA 晶片是目前號稱「探針密度最高」的晶片，這種產品可將 25 萬個探針放在一個類似針頭大面積的晶片上。其技術是將 DNA 片段放在一個個非常細微的小珠珠上 (beads)，而晶片上則設計一個個只能各放一個小珠的凹槽。由於這項設計，使得 Illumina 的 DNA 晶片成為目前面積最小、密度最高的

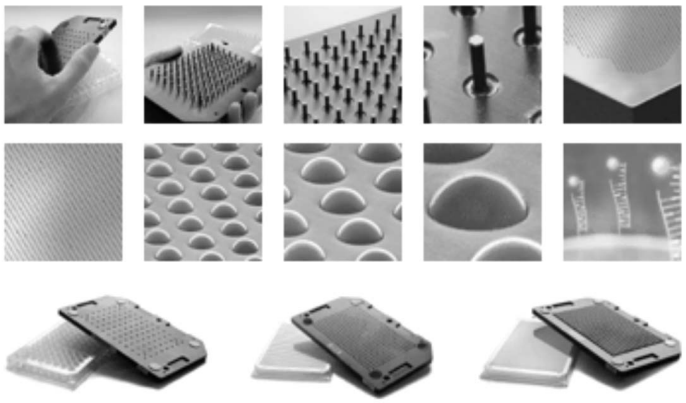


圖 13.62
BeadArray Technology[71]。

DNA 晶片，其最大優勢將是由於這種晶片面積小、製造簡單，價格勢必比 Affymetrix 的產品便宜。另 Illumina 號稱他們的 DNA 片段－小珠技術，將可應用在各種不同的分析技術上，並不只在 DNA 晶片上，這代表 Illumina 將會有更大的行銷市場，是一家潛力無窮的 DNA 晶片生技公司 (圖 13.62)。

(4) Cepheid

Cepheid 早在 1996 年時建立，這間公司主要是在整合有偵測功能的各種先進顯微器具和機械加工技術，其目標首先是要縮減偵測儀器的大小，加快偵測的速率，並將現有的微機械加工技術應用到系統上，開始設計和生產完整的生物分析測試系統。其應用範圍可從人類的傳染性疾病、癌症的偵測、食物品質的測試、環境的測試以至於研究發展分子生物學理論；其主要擁有的知識是建立在快速熱處理和新的微流體領域中。Cephied 也開創了唯一能自動化偵測流體的微偵測技術，這個方法可以把微機械的器具和微流體混合在一起 (silicon/plastic)，目前也在設計微機械晶片做式樣處理與細胞 DNA/RNA 的萃取，已有十七個專利，五個專利正在申請當中。

① Smart Cycler System

Smart Cycler System 是一種多功能及高效率熱循環 (rapid thermal cycling) 系統，其測試結果可經由光學直接觀察 (real-time detection)，特別適用於目前快速發展中的分子生物實驗室。配合微電子的設計，Smart Cycler 可以依使用者的需求組成 1－6 個處理區塊，每一個區塊包含 16 個反應區。而各區塊中的 16 個反應區是獨立的程序，且分別有 4 個通道可同時進行螢光偵測。由於有成熟的使用者 PC 介面，此儀器可定義並同時完成各種模擬的假設，其包含獨特的循環參數系、門檻標準及分析運算。此外，每個區塊可進行熱及光學監視，所得到的結果會根據使用者先前所定義的模式進行分析並產生報告。Smart Cycler 是進行最佳化方法的理想系統，且可有效率的處理具有多變樣本數及假設的工作 (圖 13.63)。

圖 13.63 The Smart Cycler® TD System[72]。

圖 13.64 The GeneXpert® Platform[72]。

② GeneXpert

Cepheid 綜合有關快速熱循環及真實時間偵測平台的所有膠捲式基底樣本之配置技術，提出一種革命性的顯示系統－「The GnenXpert」。所謂膠捲式是應用流體迴路 (其內部包含多種處理部分)，在五分鐘內對 5 mL 的尿液自動完成完整的樣本準備及 DNA 抽取程序 (包含過濾、細胞分解、DNA 抽離及事先裝填分析特定 PCR 試劑的附加物)。抽離的 DNA 及 PCR 反應混合劑會自動送到一個封閉、完整的反應試管，以 Cepheid I-CORE 模組進行快速熱循環、放大及即時 (real-time) 光學偵測。使用 Taqman 式系統進行均質螢光 (fluorecent) 偵測時，使用 TET 通道可偵測 Ct 的存在，對 GC 則使用 FAM 通道。從開始偵測只需少於 30 分鐘的時間即可獲得結果 (圖 13.64)。

③ Briefcase Smart Cycler (BSC) System

BSC 是個非常快速、高效率、應用電池進行熱循環的即時光學偵測器。基於微電子的設計技術，BSC 包含 16 個獨立的程式化反應區，每個區內各有四個通道的多螢光偵測器。可處理並同時監視多達 16 個不同的變化情況，且每個反應可發出正向訊號快速終止。此系統的速度及靈敏度適合或更優於複雜的實驗系統。BSC 是對於快速、即時、重要疾病偵測器或進行核醣酸探針分析的解決之要 (圖 13.65)。

(5) i-STAT

i-STAT 是生物晶片界的老兵，1983 年創立，擁有薄膜電化學的生物感測技術，產品名為i-STAT，使用可拋棄式的感測模組，並可同時感測九項血液中檢測頻率高的項目。其產品有分析器 (analyzer，如圖 13.66 所示) 及 cartridge，其不同偵測項目的 cartridges 如圖 13.67 及圖 13.68 所示。

圖 13.65 Briefcase Smart Cycler System[72]。

圖 13.66 i-STAT Analyzer[73]。

(6) Incyte Pharmaceuticals, Inc.

1991 年於 Delaware 成立，由 Invitron 取得技術與資產；現在公司的股東和員工多為前 Invitron 的科學家與員工。該公司致力於尋找人類基因的研究，其認為人類蛋白質至少含有十四萬個基因，該公司已經申請數千種的 DNA 排序專利。

Incyte 是少數幾家利用電腦輔助基因排序的生物科技公司，其目的為識別每一個基因和相對的蛋白質，除發掘出在臨床治療上的應用，並且建立基因資料庫，找出個別基因在生物及醫療上的功能，開發藥品的作業平台，以協助了解疾病分子結構的整合作業平台。Incyte 發展並提供已知的基因資料庫、基因資訊的管理軟體 (microarray-based gene expression service) 及相關的反應劑 (reagent) 與服務。

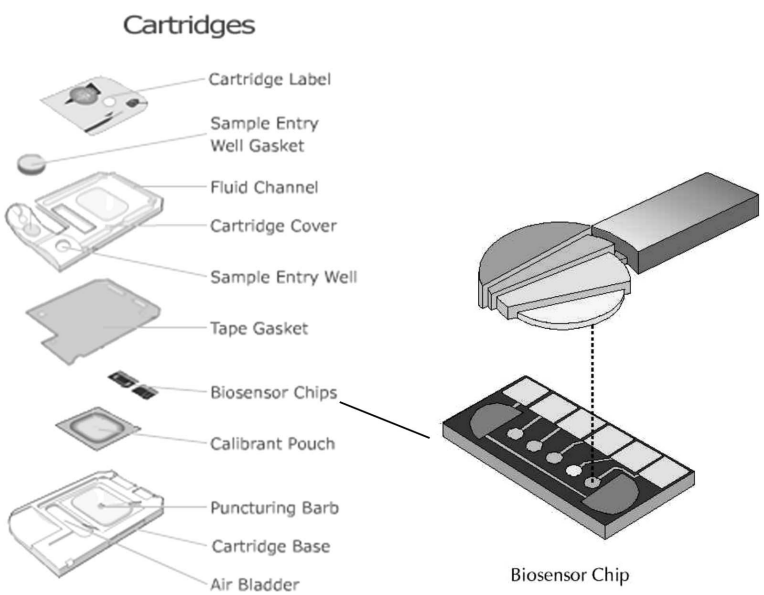


圖 13.67 Cartridges Biosensor Chip[73]。

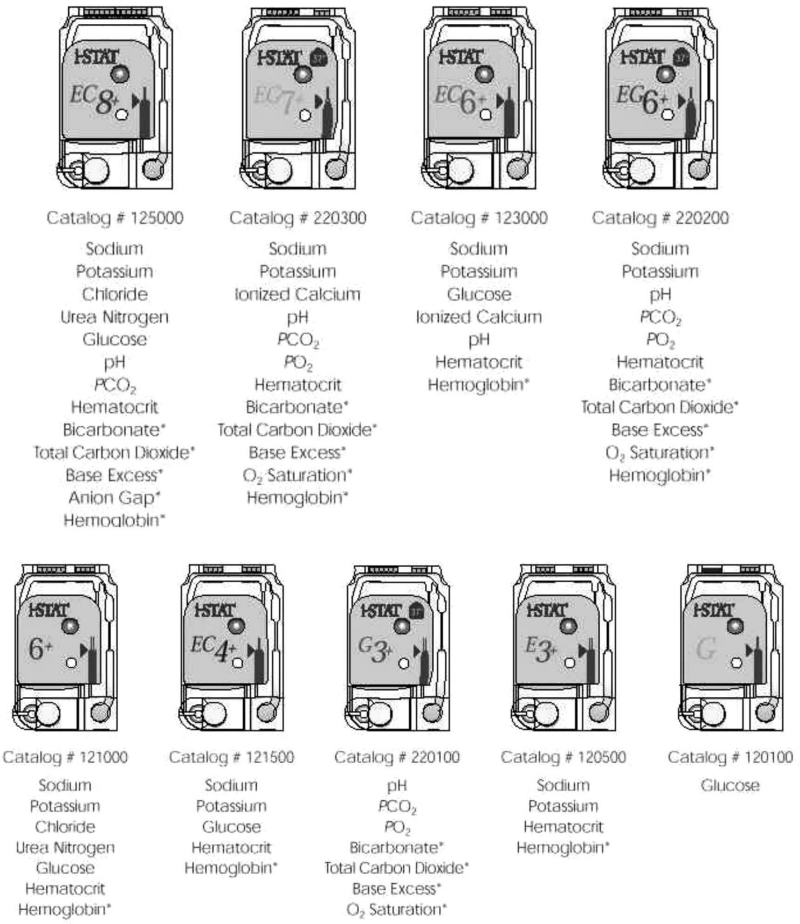


圖 13.68
Cartridges series[73]。

基因排序之目的為協助藥理學及生物學的研究，包括新藥的開發、基因功能的發現與利用、了解疾病發生的機制、確定新疾病的原因，以及建立疾病與基因的關連性。Incyte 的主要產品簡介如下：

① 藥物遺傳學

藥物遺傳學係為確定基因在疾病表現的相異性和對藥物的反應，針對個人化的醫療、SNP (single-nucleotide polymorphism) 的自動化開發，並提供各種基因型平台以便臨床研究。

② 微陣列 (microarray)

GEM microarray：讓研究者可以簡單而且精確分析正常和受疾病影響的基因表現。

③ 蛋白質學 (proteomics)

LifeProt：分析蛋白質對不同疾病和藥物反應的特徵、鑑定因為疾病所造成的蛋白質的變化、檢定藥物對基因表現的影響、找出正確的藥物目標 (target)、描述藥物毒性及建立蛋白質的資料庫。

④ 資料庫 (database)

資料庫包括人類的基因模組 (human, cancer/blood)、動物的基因模組 (animal model, mouse/rat)、細菌的基因模組 (microbial) 及植物的基因模組 (plant)。

⑤ DNA 定序、蛋白質定序

基因定序工程浩大，人類基因定序後，將可有助於基因治療之技術。而蛋白質定序則是在決定蛋白質結構，進一步了解其功能及特性，對於生物資訊及新藥開發非常重要。

生物晶片屬「工具型」產業，未來需求會逐漸增加，發展潛力大，惟目前各家業者產品仍多處於實驗室階段，距離量產、商品化還需一段時間。而目前各公司競爭的重點在於佔領重要領域，公司之價值決定於該公司所擁有的「專利」。以美國 Affymetrix 為例，其於探針設計上，擁有每片晶片不可超過 1,000 點 (探針) 與晶片密度不可超過每平方公分 400 點以上之專利，此為美國以外研發生物晶片邁向商品化的關鍵門檻，大陸最大生物科技公司－聯合基因，已就此與 Affymetrix 商談授權事宜。未來待生物晶片市場達到一定規模後，預料產業結構及分工亦將如現在的半導體產業，有晶片設計開發、晶片元件製作、系統整合、應用軟體及試劑藥品等廠商。

13.2.4.2 國內發展現況

台灣近幾年於生物晶片領域才開始起步，較歐、美落後十年左右，政府每年編有 1－2 億元的經費投入研發，並將其列為「製藥與生物科技國家型計畫」的一環，不過，與日本、大陸及新加坡等國的重視程度相較，我國政府的支援明顯較少，尤其是面對大陸的急起直追 (其於今年初投入 2,500 億美元的經費)，台灣必須加快腳步，才能在生技領域中佔有一席之地。

台灣生技產業鏈的型態，在基礎研究、生技公司、大藥廠間，存有開發並提供研究所需之儀器、設備、試劑與提供生物資訊等的技術服務，生物技術結合台灣暨有的電子、電機、化工、資訊產業利基，及過去於半導體與電子科技產業累積的基礎，將是我國發展生物晶片產業的優勢。台灣具有優秀人才，但缺乏充分資源，零星與分散的投資難以在國際上競爭，純粹代工已逐漸喪失競爭力，需透過政府或協會建立機制，使台灣產、官、學、研的力量能夠分工整合，達到進軍國際的臨界規模，台灣生物晶片產業才有機會。

國內除中研院、工研院分別投入生物晶片之研發，民間企業主要有微晶、晶宇、台灣基因，成立時間也都不到三年。面對一些大型的國際企業耗費巨資投入生物晶片產業，國內的中小型生物晶片公司要具有競爭力，可以切入一些特定的晶片項目上，特別是部分研究機構所需要的基因晶片，不一定是大型基因晶片公司所生產，中小型的基因晶片公司擁有高技術性的產品，正能滿足這些公司的需求。因為沒有任何一家大型基因晶片公司能擁有所有的技術，未來就一些特定的項目，國際大型基因晶片公司還是會交由其他公司代工，所以台灣可以掌握一些特定的疾病或晶片製程技術，特別是美國的企業或研究機構，投入研究比較少的亞洲型疾病的技術或資訊，作為未來與國際基因晶片大廠進行交互授權的基礎。

13.2.4.3 結論

發現人類基因序列，就像找到一大堆字母，但仍須逐步找出字、句，加以解讀，才能了解整本書的意義。生物晶片是解讀過程中的必備工具，從發現字母到讀完整本書，還要花費相當長的時間。台灣以過去在全球具有領先地位之設計製造能力的優勢，具發展為全球性生物晶片設計製造中心的潛力；此外，在量產製程技術、開發新型特殊的應用領域、晶片測試及驗證等商品化技術方面，均為我國在生物晶片發展上的可能機會。惟近兩年國際大廠在研發成果轉為專利後，在國際上進行專利追訴，許多智慧財產權紛爭增加，此為我國在發展生物晶片產業階段所需防範之處。

13.3 射頻微機電系統

13.3.1 簡介

回顧過去，相信大家都能同意 1999 年與 2000 年當紅產業分別是手機與光通訊。展望未來之明星產品將是機器間短距離無線通訊相關產品。例如，目前藍芽 (bluetooth) 的推廣速度及參與廠商之眾多，皆令人印象深刻。另外，為了解決辦公室內甚至家庭中上網及多機器溝通、移動及佈線等問題，無線區域網路 (wireless LAN) 亦日趨蓬勃發展，預估年成長率將達五成以上。目前 IEEE 802.11b 雖僅能提供 11 Mb/s 的傳輸速度，但 802.11a 的 54 Mb/s (下一代將達 200 Mb/s) 傳輸速度，相信已能滿足絕大多數個人用戶之需求。但是如何整合以降低成本及提升性能，則是目前眾多廠商努力之目標。

目前半導體業者除了積極發展適合高頻用矽基晶片及整合各式主動元件，也嘗試以 CMOS 技術製作高 Q 值被動元件，但是由於半導體平面製程限制，結果仍不甚理想。另外，傳統被動元件廠商則朝模組發展，希望仍能掌握未來商機，但由於與主動元件整合上無法「主動」，稍居於劣勢。而這兩方面努力整合發展已造成手機從以往超過 500個元件，

第 13.3.1 節至第 13.3.7 節作者為邢泰剛先生。

到 2000 年已降至 100 個以下。展望未來，整合之趨勢不變，但難度越來越高。而目前採微機電技術所製作之被動元件，不但可以提供與傳統分離式元件差不多甚至更佳性能，且具有與半導體相似之製作技術，未來如能結合微電子及微機電技術來製作系統單晶片，不但可以提供更好之性能 (如減少寄生效應)，且因同採批次生產，將可有效地降低成本，勢必成為解決網路建構之最後一哩 (last mile) 的最佳方案。

微機電系統的真正量產實用化早期集中在各式感測器之發展及應用，至今卻擴展到無線、光通訊及生物產業，可謂千變萬化且發展潛力無窮，將來也許微機電技術會被各行業視為不可或缺之技術。對於無線通訊元件而言，除了因為利用微機電技術所製作之元件具有某些優良特性，其與一般 IC 製程相容之製造特性，使其可與一般主動 IC 晶片整合，將使得通訊系統做成單一晶片 (SoC) 的可能性大增，對於通訊系統及一般被動元件產業可能造成重大之衝擊。此外由於此種方式所製作之晶片具有體積小、價格低及性能佳等特性，將可促成如軟體無線電 (software radio) 等理想早日實現，未來更可能發展出新的系統架構。目前歐洲、美國甚至韓國的通訊大廠等皆投入研發而有不錯之成果，顯見此技術未來之重要性。

13.3.2 無線通訊發展之近況及趨勢

目前人手一機的情況已隨處可見，而以產量及年成長率而言，手機的重要性已超過 PC 等產業。未來則不但人與人之間必須通訊，手機也將提供網際網路、GPS 等附加功能，甚至人與機器、機器與機器之間都必須通訊。這都使得無線通訊產業雖然成長可期，但卻面臨日益嚴苛之技術挑戰。也因此，可攜式無線裝置比目前市面上任何已量產的商品更需微小化、系統整合及注重功率使用效率。故通常必須對能源損耗、敏感度及所需體積作一妥善處理。改善元件之能源損耗及敏感度，可以增加電池壽命及裝置收訊範圍，亦可改善使用頻段間互相干擾的問題。元件體積縮小亦有助於使用較大之電池，方便未來增加新的功能。目前最常用的通訊系統結構仍是沿襲早期收音機時就已發展成熟之超外差 (super heterodyne) 結構。如圖 13.69 所示，其中基頻部分主要包含訊號處理 (如編碼／解碼、加密等) 及控制器，一般乃是以矽作為底材，採用標準積體電路製程製作，以求最佳之性能價格比。而中頻 (IF) 及射頻 (RF) 的前段部分乃是負責接收及傳遞低功率之射頻無線訊號，必須維持高訊雜比，所以組成元件最好能具有高 Q 值以避免訊號損耗。目前以標準積體電路製作的元件無法達到高 Q 值，故一般皆採用分離式 (off-chip) 的元件，如表面聲波元件製作的帶通濾波器 (band pass filter) 及石英振盪器等。這些元件也成為整合瓶頸，主要是因為目前以標準積體電路製作的類似功能元件是平面線路，其 Q 值甚低，無法提供好的性能或是耗費大量能源。此種超外差結構雖可提供不錯的系統效能，但是由於所需的元件較多且無法整合，導致成本較高，且無法縮小，更別說整合成單一晶片。

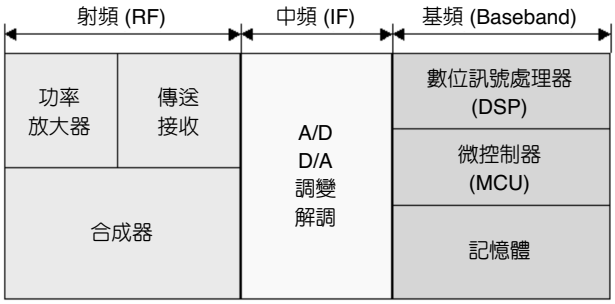


圖 13.69
一般手機區塊結構圖。

以往超外差結構往往需要許多分離式被動中頻元件，以求在許多不同標準中達到頻道過濾之要求，此也造成以往對被動元件之龐大需求，而造成體積過大及成本無法下降。目前無線通訊系統業界正努力從改變系統架構著手，如 Zero-IF 及直接轉換 (direct conversion) 等結構 (如圖 13.70 所示)，希望能省略中頻濾波器元件，但是此種方式需要高性能之 A/D 轉換器，且數位濾波器皆會耗費更多能源。此種方式雖可省掉中頻濾波器，但是仍有部分射頻元件無法以積體電路技術製作併入現有單一晶片的架構，形成一發展瓶頸，這些元件主要是射頻端的帶通濾波器、微開關及晶體振盪器等。此種方式可大幅降低成本，勢必成為未來主流。但將耗費大量能源，增加對電池需求，尤其是越往高頻發展，此種趨勢越明顯。但是如果利用微機電技術應該有機會製作高品質的上述瓶頸元件，建構完成單一晶片。

回顧歷史，手機從早期第一代單頻類比式 (主要為聲音) 發展成功開始，目前已到第二代 (或已邁向所謂第 2.5 代) 雙頻雙模數位式 (可傳遞聲音及資料) 手機。現正努力發展可以提供多模多頻及多標準之所謂 3G、4G 手機 (預期可以建構資料網路，提供高速資料傳輸，滿足通訊上之需求)。現今國際上主要的標準包含目前主流之 GSM (global system for mobile communications)、DECT (digital European cordless telecommunications)、GPRS (general packet radio service) 及未來之趨勢 CDMA (code division multiple access)。故隨著通訊功能及服務不斷推陳出新，未來手機 (或其他無線終端產品) 除了必須在現有各種不同頻帶 (900 MHz、1800 MHz、1900 MHz 等) 操作之外，同時亦將整合：與網際網路連接功能、全球定

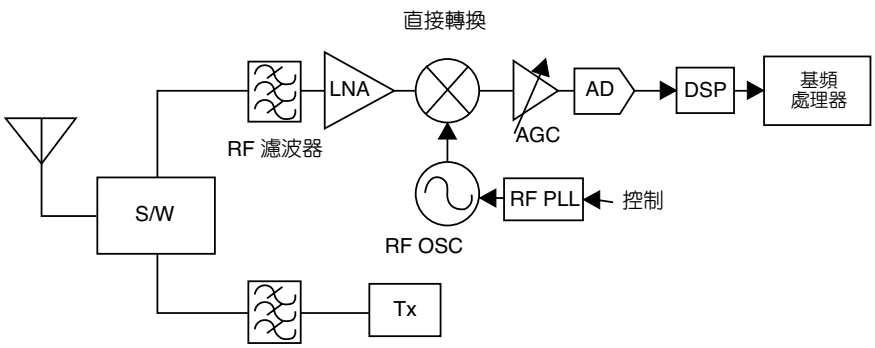


圖 13.70
直接轉換的通訊結構。

位系統 (GPS) 及傳呼器 (pager) 等各種不同新需求及功能。而未來 3G 手機在過渡時期也必須考慮與今日 GSM 系統相容性的問題。所以未來手機製造商，不但一方面得力求降低製造成本以獲取更高利潤 (目標產品如未來之可拋棄式手機)，但是另一方面卻必須不斷增加新功能 (如三頻手機)，以增加市場佔有率及減低功率耗損 (數星期不用重新充電)，故發展新的系統架構已是必然之趨勢。以目前超外差無線通訊系統架構而言，如採用傳統方式，光在雙頻手機上就需要兩套元件，等於成本及體積加倍，更不用說未來的多頻多功能手機。故有廠商想要以可切換濾波器組 (switchable filter banks) 的方式來解決此問題。此種方式將多個需求頻帶在前段部分以多組可控制開關，加上各個頻帶以帶通濾波器 (如圖 13.71 所示) 來解決；亦即，每個頻帶對應一個射頻帶通濾波器，而由基頻訊號處理器來選擇開關，以接通其中一組射頻帶通濾波器。如此，可以大幅節省所需之元組件及體積，當然也能有效降低成本，應是未來努力之目標。

13.3.3 RF MEMS 之優缺點

隨著產業的不斷變化及技術進步，目前微機電技術在無線通訊領域方面也逐漸受到重視 (可取代元件參見圖 13.72)，尤其微機電技術的整合能力將使得無線通訊系統成為單一晶片的可能性大增。如果我們重新檢視以往通訊系統使用的被動元件，我們可以發現，機械原理是部分重要元件的主要運作方式，早期低頻常用的機械式濾波器 (mechanical filter) 就是利用機械的共振原理。機械共振方式雖然可以提供高 Q 值，但受限於當時技術，體積無法縮小、頻率無法提高，當然也無法與微電路整合。但是隨著微機電技術的發展，上述問題已不再是不能解決的瓶頸。

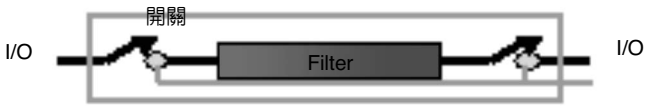


圖 13.71
可切換濾波器結構。

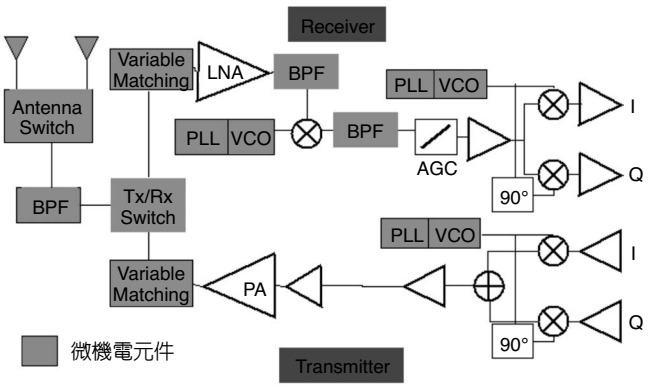


圖 13.72
微機電技術可取代之元件。

從上一節之討論可以發現，能源損耗、整合能力及所需體積將是未來系統廠商選擇零組件時之主要考慮。檢視現有之技術，似乎無一能夠滿足上述所有需求。但是如果我們思考微機電技術之特性，答案可能已呼之欲出[74-76]。以微機電技術製作之微機械式開關為例(目前微開關可說是發展較成熟之產品，我們將於後面章節介紹相關發展作為參考)，我們發現它可以提供的優點包含：(1) 可微小化 (可小於 $100 \times 100\ \mu m^2$)；(2) 沒有因為接觸和歐姆接觸 (ohmic contact) 所產生的展延電阻 (spreading resistance)，元件阻抗損失較低。除此之外，由於是被動元件而非以往電子式微開關，採主動方式製作被動元件，能源耗損上大為改善 (手機中，PIN 二極體微開關中所需偏壓電流是能源耗損的主要因素)；(3) 具有與 IC 製程相容之可能性；(4) 由於採機械式結構，插入損失 (在 40 GHz 可小於 0.2 dB) 及隔絕性表現皆較電子式為佳；(5) 目前訊號操作頻率可從 DC 到 100 GHz，遠較電子式為佳；(6) 由於機械結構無半導體接面，因此可以降低元件之 I-V 的非線性化及功率承受，不會像電子元件對高頻訊號會產生相互調變 (inter-modulation) 之非線性現象。當然，微機電技術製作之元件也並非全然完美，以微機械式開關為例，其壽命 (約可達 10^{10} cycles) 及操作速度 (最快約 5 μm) 皆遠較電子式為差，使用時必須特別注意。另外，可整合其他功能亦是微機電技術吸引人之處，例如 Infineon 就打算將麥克風及指紋辨識等功能，以微機電技術整合至其未來無線通訊終端，當然這些附加功能也會增加其系統複雜性及功率耗損。歐洲 (NEXUS) 目前對微機電技術在手機方面的相關應用規劃如表 13.1 所列，而評估微機電技術對手機方面之影響則如表 13.2 所列。

13.3.4 研發現況

根據 In-Stat (市場調查公司) 調查，目前已有 48 個以上的單位投入 RF-MEMS 的發展，然而有些很少發表其概況和活動。目前比較明確發展 RF-MEMS 商品化的領導廠商包括：Analog Devices、Cronos Integrated Microsystems、Infineon Technologies、Microlab、Motorola、Omron Electronics、Raytheon 等；其他 (例如：Honeywell、TRW 等) 則保持秘密進行。調查主要針對微機械式開關，結果如表 13.3 所列。

13.3.5 微開關

目前在無線通訊系統架構上，通常可能有二處會用到微開關，一個是天線的微開關 (雙天線時使用)，另一個則是傳送與收發 (transmit/receive) 微開關，其他如阻抗匹配及訊號改道等亦會使用。目前主要是採用分離式之固態電子式微開關，PIN 二極體 (diode)、GaAs 金屬半導體場效電晶體 (MESFET)、Schottky 二極體、機電繼電式 (electromechanical relay) 開關、鐵磁式 (ferrite) 開關，皆是常用的 RF 開關元件。機械式開關雖體積較大，但能應用於高功率的系統中。PIN 二極體大約佔 RF 開關市場的二分之一，而剩下約三分之一市場為機械式開關，其餘為鐵磁式開關。目前固態式微開關的比較如表 13.4 所列。一個好的開關應

表 13.1 微機電技術在手機方面的相關應用及優點 (來源：NEXUS (2000/08))。

分類／元件	應用例子／微機電技術優點
RF-front-end	
RF 微開關 (靜電式)	Band-Switches， Duplexer-Switches， Bypass-Switches，沒靜電功率耗損，低損耗及訊號扭曲
微機械式共振器	Duplexer-Filters， RX&TX-Band filters， GPS-Filters， VCOs，小尺寸， RF-System-On-Chip capability
高 Q 電感	匹配元件，Baluns， VCOs improved Q-value for On-Chip Inductors
可調電容	VCOs，tunable Filters improved Q-value and tuning range for On-Chip Varactors
人機介面	
矽－方向性麥克風陣列及微揚聲器	聲音，免持聽筒操作，溫度穩定，可調方向性
微顯示器	作為網際網路及影像用之高解析度顯示器
生物辨認	指紋辨認安全及使用友善性
輔助功能	
慣性感測器	動作偵測器，小尺寸、低成本
其他感測器	壓力、溫度、濕度及光強度 檢測及健康監視感測器
能源	
新能源	電池，微燃燒器，小尺寸、低成本

該達到下述的特性要求：

1. 插入損失 (insertion loss) 越低越好，其肇因於阻抗不匹配與開關接觸時所產生的損耗。
2. 阻絕率 (isolation) 越高越好，其來自元件外的寄生電容，可藉由增加間距而加大阻絕率。
3. 驅動電壓越低越好。
4. 切換速度越快越好 (以應付快速切換之需要) 。
5. 操作壽命越長越好。
6. 散熱能力及功率承載越高越好。
7. 線性度越佳越好。對微機械式開關而言，考慮長期壽命及疲勞方面影響，開關必須在遠低於最大應力下操作。如以靜電方式驅動，大間距雖可達到高阻絕率，卻意味高驅動電壓及低彈簧常數及低共振頻率。

開關之規格主要包含下列三項：

1. 插入損失：主要來自訊號線之阻抗、低頻時接觸情況 (截面積及整體金屬接觸情況主導) 及高頻時之集膚效應 (表面積及金屬導電情況主導)。此損耗可由 S_{21} 特性表示 (通路時，串聯開關為關閉狀態)。
2. 返回損失 (return loss)：由元件所反射回去之損耗，可由 S_{11} 特性表示 (通路時)。

表 13.2 微機電技術對手機方面的可能影響 (來源：NEXUS (2000/08))。

特 性	已知好處	微機電技術衝擊
蜂巢細胞縮小 (目前從 300 m 到 35 km)	低輸出功率	RF 前端微小化
多頻／多標準	更寬／全球使用	共振器及合成器
天線	更小／整合	微小化和／或微機構
供應電源及管理	更小，長效及功率耗損	電池，太陽能，RF，燃料電池或混和
顯示器	更大，觸摸螢幕或投射，浸入式／虛擬真實	可變形鏡子，場發射
安全性	個人辨認，授權 (Biometrics)	指紋辨認感測器，標記
功能性	診斷 (醫學，動作，環境，家庭安全) 情報 (Location or position recognition) Context sensitivity	感測器 (溫度，壓力，濕度，衝擊，震動，化學) 感測器 (陀螺儀，慣性，導航，GPS) 陀螺儀／慣性感測器
聲音	高靈敏度，改善方向性，免持聽筒及強固性	矽基隔膜，耳塞／電話
影像	多媒體，多方會議	顯示，相機，光學，偵測
其他	連接性 列印 掃描器 模組結構	無線 (光學)、光纖連接 列印頭技術 光學陣列 互連

表 13.3 各公司微機械式開關的比較規格 (來源：In-Stat (2001/07))。

公司	名稱	形式	電壓	切換時間 (μs)	驅動方式	介入損失 (dB)	產品上市	壽命 (百萬次)
Analog Devices	μm Relay	Relay	5－80 V	6	靜電式	0.2	2003	－
Cronos (RSC licensed)	－	Relay	3－6 V	8000	電熱式	－	無資料	40－400
Infineon Technologies	－	Relay	10－15 V	5	靜電式	－	無資料	－
Microlab	MagLatch	Switch	4－6 V	50	電磁式	0.3	2001Q4	100
Motorola	－	Switch	3－60 V	10	靜電式			－
Omron Electronics	MMRelay	Relay	5－24 V	< 500	靜電式	0.5－0.9	2001Q4	1000
Raytheon	－	Switch	30－50 V	2	靜電式	－	無資料	－
Tyco Electronics (Siemens EMC)	Silicon Micro Relay	Relay	< 15 V	200	靜電式	－	無資料	－

表 13.4 各種不同開關的特性。

	二極體 (< 100 W)	砷化鎵 (< 1 W)	機電式 (< 100 W)	氧化磁鐵 (> 100 W)
切換速度	1－200 ns	1 ns	1－20 ms	1－5000 ms
插入損失	0.8－2 dB	2－5 dB	0.05－0.8 dB	0.5－1.5 dB
隔絕度	40－80 dB	15－30 dB	60－110 dB	20－80 dB
電壓駐波比	1.5－2.0	1.5－2.0	1.1－1.5	1.5－2.0
承受功率	0.01－1 W	0.01－1 W	5－100 W	1－5000 W
一般尺寸	$0.5\times1.0\times2.0''$	$0.1\times0.1\times0.1''$	$0.5\times1.0\times1.2''$	很大
一般成本	2－10 倍	25－100 倍	1 倍	10－20 倍
功率損耗	1－5 W	－	2.5 W	5－250 W
多切 (multi-throw) 能力	SP10T	好	SP3T SP18T	SP4T

3. 隔絕率：為輸入與輸出之間的隔絕程度，可由 S_{21} 特性表示 (斷路時，串聯開關為開啟狀態)。主要因素包括電容寄生耦合及表面洩漏。

(1) 微機械開關

以微機電技術發展之微機械式開關[77-97]，將具有傳統機械式及電子式之優點，甚至可以提供上述二者所無之優點，未來微機械式開關如能與其他元件有效整合，當能作出更多新的模組。另外，可切換式濾波器及可切換式天線亦是可能之應用模組。除此之外，在國防上，一般認為，微機械式開關的絕佳插入損失之特性，對於相位陣列天線 (phase array antenna)[98] 雷達未來微小化非常重要。

從電路特性來看，如圖 13.73 所示，微機械式開關可分為電阻式及電容式兩種。電阻式微開關乃是在電路上方以機械懸臂等方式接通，或切斷訊號線路接通時 (以驅動器壓下懸臂) 整體線路之電阻不受影響，但切斷時 (驅動器不作用) 整體線路之電阻呈無限大 (電路上等於開路)，適合從直流到高頻訊號切換之用途，但壽命較差 (約一百億次週期)。通常為了減少插入損失，驅動力量必須增大，而為了增加隔絕率，間距必須加大。此兩要求往往相互抵觸，必須作一最佳化選擇。另一方式為電容式，主要利用在面對高頻訊號時，電容將如同短路，低頻時則可視為開路，所以操作原理與電阻式略為不同。主要在金屬表面加上介電層，利用此介電層與空氣作為串聯電容來源。在不作動時，此串聯電容由空氣層 (小電容) 主導，等效成大阻抗，相當於斷路故訊號為通路。當作動時，上下電極相接近，此時串聯電容由介電層主導，等效成小阻抗，相當於通路故訊號分流變為斷路。其最大缺點是不適合低頻訊號應用，然而因其非金屬直接接觸，故壽命會較長 (> 十億週期)。其特性已在前一節描述，故不再重複。如圖 13.74 所示，從與 RF 線路的連接方式 (configuration) 而言，開關與 RF 線路常見的連接方式有串聯 (series) 與分流 (shunt) 兩種。串聯係指開關本身即在傳輸線上，開關本身會傳遞訊號，通常為電阻式開關。分流係指傳輸線與開關分開，訊號在傳輸線上傳遞，開關只將訊號導到地線，造成傳輸線上訊號減弱，通常為電容式開關。

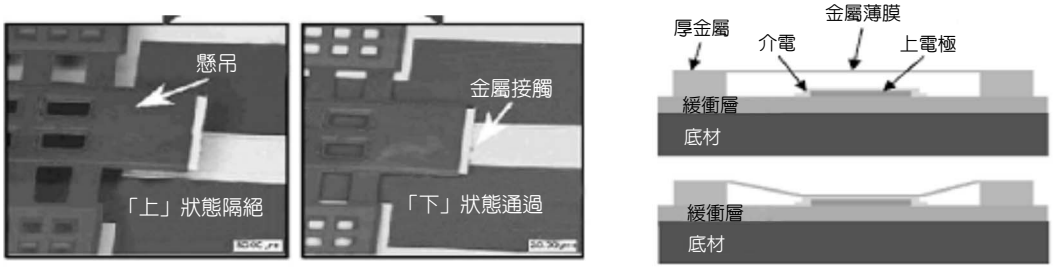


圖 13.73 (a) 電阻式 (Rockwell) 與 (b) 電容式 (Raytheon) 微機械式開關。

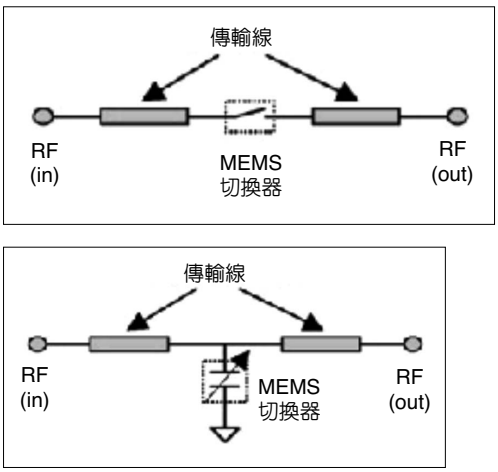


圖 13.74
串聯與分流微機械式開關。

以驅動方式作為分類，驅動機械結構的機制有：(1) 靜電式 (electrostatic)－外加電壓於元件中特定的電極間造成正負電荷的積聚，形成庫倫吸引力來驅動機械元件，是目前最常被使用之驅動方式；(2) 壓電式 (piezoelectric)－外加電場於結構中的壓電材料層，使壓電材料產生變形，藉此驅動元件；(3) 熱電式 (thermal electric)－將電流通入元件中的金屬部分使其因發熱而膨脹變形，藉此變形量來驅動元件；(4) 電磁式 (magnetic)－利用磁性材料或電磁鐵來驅動元件；(5) 記憶金屬式 (shape memory)－某些材料在低溫時產生的變形，在溫度高時會回到變形前的狀態，利用此一特性來驅動元件。在諸多的驅動方式中，目前以靜電式驅動的技術最為成熟，原因應該是製作靜電式驅動所需使用的面型加工技術與積體電路的製程最為相容，且速度夠快又節省能源所致。而以結構而言，包含了旋轉式設計、面型加工製作或體型加工與晶片接合方式之懸臂樑及多點支撐的樑或隔膜方式，以及雙穩態 (bistable) 結構。以所用材料而言則有多晶矽、鑽石、水銀 (接觸用)、鋁、金、SiO_2、Si_3N_4 等。

(2) 電阻式微機械開關

在微機電開關中，電阻式開關設計由於製作較簡單，故較常被使用。Petersen 在 1979 年製作出第一個樑型微機電開關，係利用黃金當作接觸金屬。目前製作電阻式開關頗多，在此僅介紹美國 Rockwell 所發展之產品。Jason Yao 等人從 1995 年開始發表一系列可與 CMOS 製程相容的懸臂電阻式開關，並用於 RF 訊號測試，如圖 13.75 所示。

以 1999 年發表以共平面波導 (coplanar waveguide) 線路方式製作之金屬接觸式開關元件為例，在 50 Ω 的阻抗匹配考慮下，在訊號線上有一斷路間距採用懸臂結構作串聯式接觸，開關大小為 80 μm × 160 μm (不包含打線塊)，元件製作於 GaAs 上。如圖 13.76 所示，製程上採用面型微加工技術，為了與標準積體電路製程相容，所使用之結構層乃是 PECVD 的 SiO_2，而犧牲層乃是 polyimide，以乾蝕刻去除，整個製造過程溫度可低於 250 °C。驅動電壓為 60 V，切換速度約為 4 μs，經過測試其可以運作超過 10^8 次，仍沒有疲勞現象產生。其插入損失約為 0.2 dB (DC to 40 GHz)，隔絕率在 1 GHz 為 –60 dB，但在 40 GHz 為 –25 dB，如圖 13.77 所示。IP3 為 55.75 dBm，遠比一般 PIN 二極體開關為佳。除了單一開關之外，他們也整合 GaAs PHEMT 低雜訊放大器 (low noise amplifier) 與微機械式開關於一個模組，以製作可切換式低雜訊放大器。微機械式開關在此係作為切換訊號於不同頻率特性之低雜訊放大器。

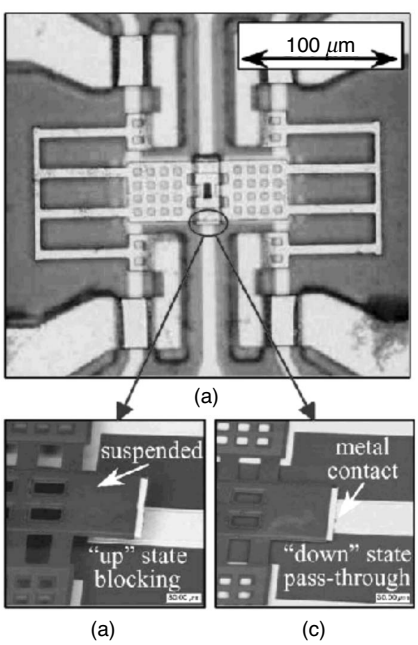


圖 13.75 Rockwell 電阻式微機械開關。

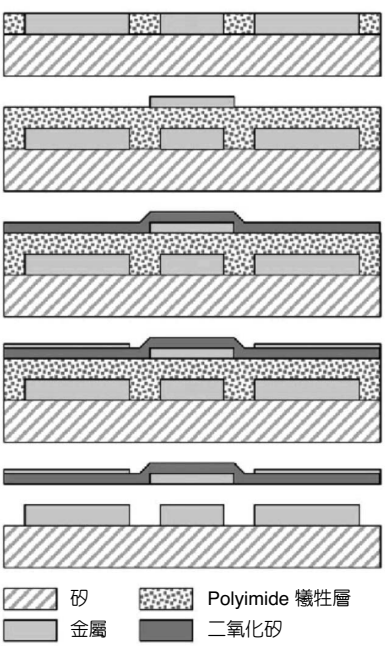


圖 13.76 Rockwell 電阻式微機械開關製程。

(3) 電容式微機械開關

電容式開關[95-97] 通常採用一空橋結構，此空橋介於 RF 傳輸線與接地面間形成一電容，當空橋下移導致電容變化，而造成等效阻抗變化形成分流電路。如圖 13.78 所示便是一個典型的電容式開關的截面圖。美國 Raytheon 公司的 Goldsmith 等人所研發的電容式開關，其薄膜位於基板表面上方約 4 μm 處，在訊號線上方另有一層厚度為 0.1 μm 的介電層 (silicon nitride)，採靜電式驅動，如圖 13.79 所示，加上驅動偏壓使薄膜與下電極間產生靜電吸引力而彎曲，藉由 on 和 off 兩種狀態不同的電容值來切換訊號。

高頻訊號的 on-off 是由開關 on-off 狀態時的電容值所決定：

$$C_{\text{off}} = \frac{1}{\dfrac{h_d}{\varepsilon_d A} + \dfrac{h_a}{\varepsilon_0 A}} \tag{13.12}$$

$$C_{\text{on}} = \frac{\varepsilon_d A}{h_d} \tag{13.13}$$

此處之 C_{off}、C_{on} 分別代表開關的薄膜位置在上和薄膜位置在下狀態的電容值，h_d、h_a 分別代表介電層與空氣層的厚度，ε_d、ε_a 代表介電層與空氣的介電常數，A 指的是有效面積。當開

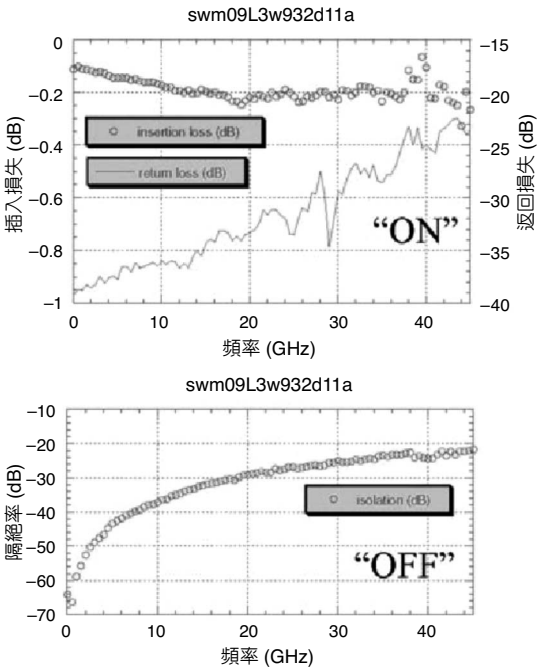


圖 13.77 Rockwell 電阻式微機械開關插入損失與隔絕率。

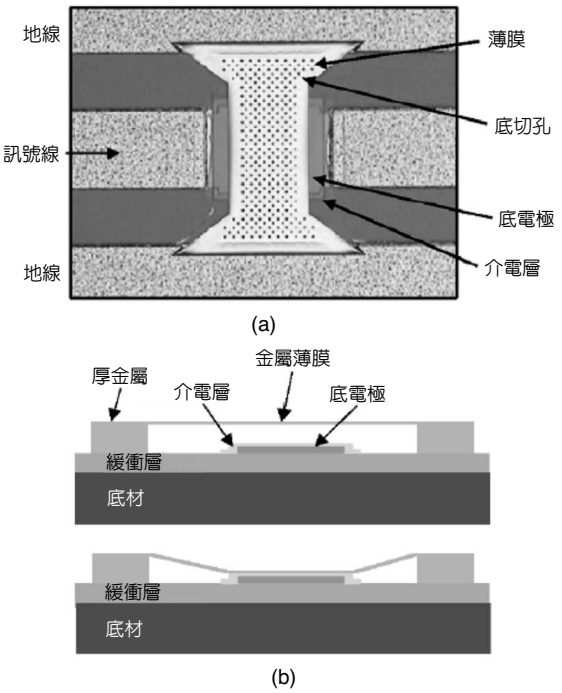


圖 13.78 Raytheon 電容式開關截面示意圖。

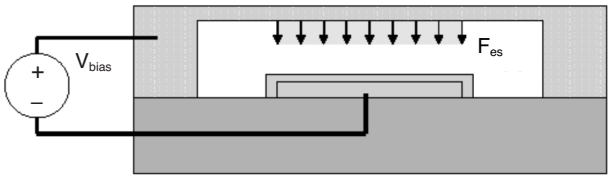


圖 13.79
加上驅動偏壓而產生靜電吸引力使薄膜彎曲。

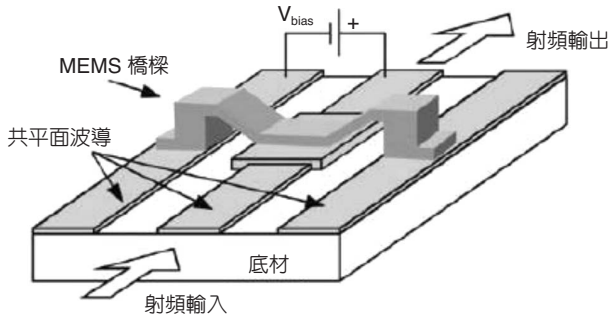


圖 13.80
開關處於 on 狀態。

關處於 on 狀態，如圖 13.80 所示，即薄膜位置在下，高頻訊號是屬於不導通的狀態，此時 C_{on} 值要越大越好，因為其等效阻抗會隨之減小。相反地，當開關處於 off 狀態，即薄膜位置在上時，高頻訊號是屬於導通的狀態，C_{off} 值要越小越好。因此判定一個薄膜式開關的好壞，除了插入損失及阻絕率考量外，一般會先以 C_{on} 和 C_{off} 的比值 C_{on}/C_{off} 來判定。而

$$\frac{Z_{off}}{Z_{on}} = \frac{C_{on}}{C_{off}} \tag{13.14}$$

這裡 Z_{off} 與 Z_{on} 分別指開關處於 off 與 on 狀態時的阻抗。該比值越大表示該開關切換 on-off 的效果越明顯。

製程上使用鋁作為懸浮薄膜，底電極則採用鎢薄膜 (厚度小於 0.5 μm) 以防止高溫製程造成小丘情況 (hillocking)。犧牲層則採用光阻，光阻的去除則以乾蝕刻方式進行，如圖 13.81 所示。一共使用五道光罩在高阻值矽 (> 5000 Ω·cm) 晶圓上製作。

電容式開關的大小為 120 μm × 280 μm，採用共平面波導作為訊號傳輸方式。切換速度的快慢和殘餘應力 (residual stress) 有關。Goldsmith 等人所製作之薄膜開關的共振頻率介於 56－150 kHz 之間，向上切換所需時間為 3.5 μs，向下切換則需要 5.3 μs。驅動電壓大約是 50 V。加大薄膜尺寸時，因為剛性降低所以可以降低驅動電壓。其 C_{off} 約為 35 fF (on 狀態)，C_{on} 約為 2.1－3.5 pF (off 狀態)，比值約為 60－100。如圖 13.82 所示，插入損失在 1 GHz 約為 0.1 dB，在 40 GHz 約為 0.3 dB。這個開關在低頻時阻絕率較差，DC 時約是 0 dB；但阻絕率會隨著頻率的增加而增加。在 40 GHz 時它的阻絕率約是 35 dB。阻絕率可用下式表示：

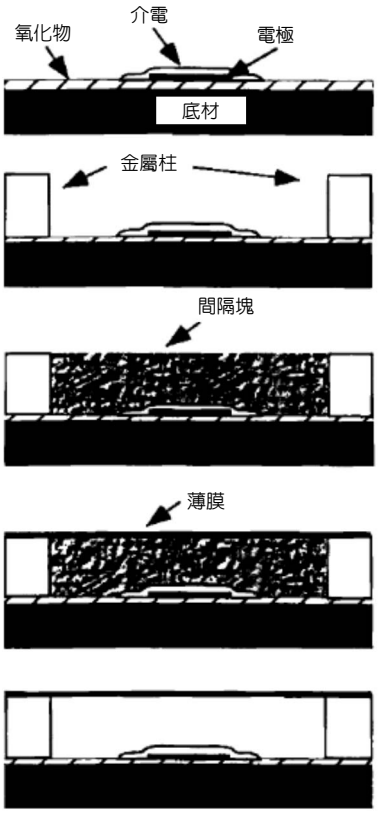


圖 13.81 Raytheon 電容式開關製程。

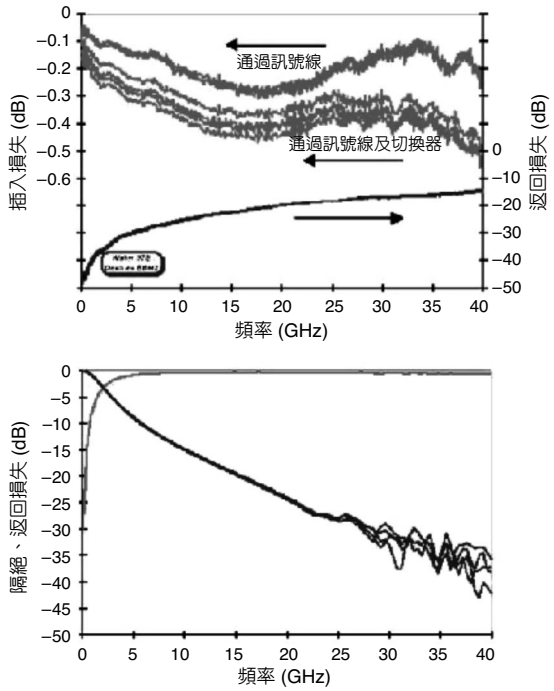


圖 13.82 Raytheon 電容式開關插入損失及阻絕率。

$$I = \frac{1}{1+(\omega Z_0 C_s)^2} \tag{13.15}$$

其中 Z_0 代表傳輸線之特性阻抗。當 ω 趨近於零時，阻絕率趨近於 1，亦即 0 dB。當超過轉折頻率 $1/2\pi Z_0 C_s$ 後，將隨著 $1/\omega^2$ 而增加。

雖說這種開關在操作時之接觸係發生在金屬與絕緣層間，而且接觸面也沒有電流通過，因此不會有太嚴重的黏滯 (stiction) 及微焊接 (micro welding) 的問題。不過和介電層接觸的薄膜其表面的平整度 (roughness) 卻會嚴重影響到整體的電容值，除此之外，介電層的電荷累積可能會造成可靠度的問題。

(4) 微機械開關可靠度[99-101]

微機械式開關都有一些實體上的接觸。利用微致動所產生的微小力量來完成接觸或是解除接觸的機制都是相當複雜的。例如：10－100 微牛頓的驅動力道、驅動方式及電壓、已操作次數、閉合時間及彈跳 (bounce) 現象，金屬表面的狀況、受到污染與否、材料特性，

乃至構裝方式等因素，都會影響金屬接觸面的性能表現。例如：以黃金與黃金的電性接觸而言，接觸時上述驅動力會產生極大量的「熱」流進基板中，故選擇接觸材料時必須考慮接觸阻抗、金屬黏性、壽命以及與環境和構裝的相容性。故電阻式微開關之可靠度方面必須考慮阻值方面的變化、黏滯性 (stiction) 及其他災難性的破壞。

從事可靠度研究時必須瞭解：① 機械模型：例如施力、彈跳、接觸機構及黏著 (adhesion)，② 熱模型：例如由於熱切換造成之暫態反應，③ 電遷移現象 (electro-migration)，④ 表面化學現象。

一般用來作為接觸之金屬為金，如圖 13.83 所示，主要因為其可以提供不錯的導電性及不易氧化的特性，另外金也廣泛使用於 MMIC 中。如果能增加接觸力，將可有效改善開關特性，然而此通常意味著高能源損耗。因此電容式開關之金屬與介電層的接觸方式被認為比較可靠，因為在發生接觸的表面並不會產生焦耳熱 (因為沒有電流流過該接觸面)，也不會產生火花，如此降低了「微焊接 (micro welding)」的可能性。然而金屬與介電層間缺少緊密的接觸 (由於介電層表面的粗糙度)，會減少電容值，進而影響到開關的性能表現。因此製程參數需要加以精確的控制才能確保製作出穩定平滑表面的金屬和介電層。另外應力也會影響到開關的性能，這是因為存有應力的薄膜，在釋放之後不會平整。如此一來也會影響金屬與介電層接觸的有效面積，使得電容值下降。除此之外，最近研究又發現介電層在高電壓驅動下 (靜電驅動) 時會有電荷累積現象，而造成電容式開關無法正常操作。

靜電式驅動力的大小決定於懸臂樑與下電極表面介電層之相對電荷累積程度，剛開始時介電層並無任何電荷累積，完全是因為靜電荷相吸引而產生相對之電荷，如果驅動電壓移除，此電荷就跟著消失。但隨著接觸次數增加，介電層會產生永久性電荷累積。此電荷累積現象會造成下列現象：① 當施加偏壓後懸臂樑無法被吸下，② 當偏壓移除後懸臂樑卻無法被釋放，③ 當施加偏壓後懸臂樑無法驅動。一般認為第一種現象與表面累積電荷有關，第二、三種現象與體累積電荷有關。

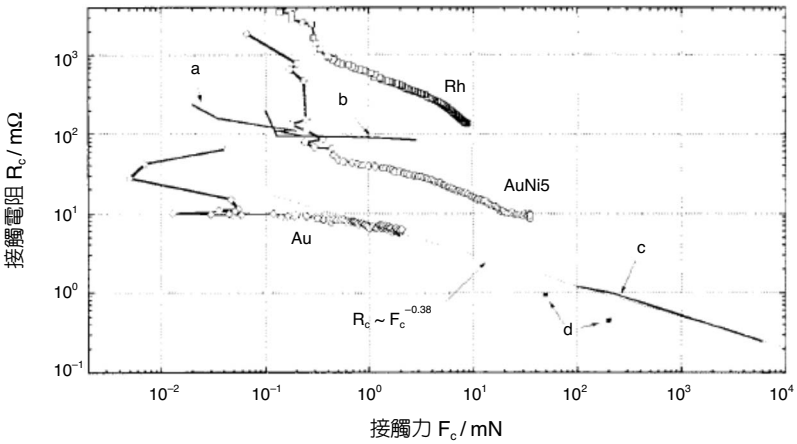


圖 13.83
接觸材料與接觸力關係圖。

表 13.5 天線開關 (車用之移動式電話)。

配置	SPDT
電流耗損	位置 1 “zero”；位置 2 < 80 mA
操作電壓	< 3 V
頻率範圍	500 MHz－3 GHz
特性阻抗	50 Ω
插入損失	< 0.4 dB at 2 GHz (50 W load)；< 0.2 dB at 1 GHz (50 W load)
返回損失	> 10 dB (50 W load)
隔絕率	> 15 dB
最大輸入 RF 功率	2 W (連續)
IIP3	> 50 dBm
1-dB 壓縮	> 35 dBm
操作溫度	–40 to +80 °C
安裝	SMD，回流焊接 (一般 260 °C)

(5) 微機械開關目標規格

微機械式開關的目標規格包含：

1. GSM 雙工開關 (duplex-switch)：切換速度 < 10 μs、10^{12} 週期、插入損失 (on-state) < 0.3 dB @ 2 GHz、隔絕率 (off-state) > 30 dB @ 2 GHz，操作系統電壓 < 2.7 V。
2. 頻帶 (band) 開關，gain-step 開關：100 μs 切換速度、10^{10} 週期、插入損失 (on-state) < 0.1 dB @ 2 GHz、隔絕率 (off-state) > 30 dB @ 2 GHz、操作系統電壓 < 2.7 V。
3. 天線開關 (車用之移動式電話)：如表 13.5 所列。

(6) 微機械開關應用

在多頻帶 (multi-band) 無線通訊系統中 (如圖 13.84 所示)，由於各個頻帶之間會互相干擾而造成干涉現象，故通常需要一前選擇器 (preselector)，但是傳統使用之前選擇器不但大而昂貴，且功率耗損非常嚴重，成為移動型通訊系統的發展瓶頸。但以微機電製作之微開關則可以解決上述的問題。例如：在 ARC-210 (30－400 MHz，5 頻帶) 系統中，以往採用 27 個 PIN 二極體，不但耗費大量能量且隔絕性差，據評估如以微機電製作之微開關取代，則隔絕性將從 60 dB 增加至 80 dB 以上，插入損失則從 4.5 dB 降至 4.0 dB，最重要的則是功率耗損從以往 100 mW 劇降至 1 mW 以下。

13.3.6 可變電容

一般而言可變電容 (tunable capacitor/varactor)，常用於低雜訊放大器 (low noise

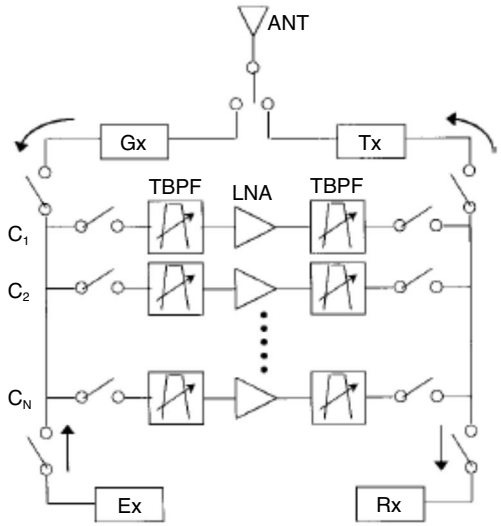


圖 13.84
ARC-210 通訊系統示意圖。

parametric amplifier)、諧調頻率產生器、可調式濾波器及頻率控製器 (如電壓控制振盪器 (VCO)) 等。一般傳統上使用矽或 GaAs 材料的 *p-n* 界面或蕭特基能障 (Schottky barrier) 界面作為可變電容，其缺點是為了遷就電源的相依性及線性度會造成成本高、面積大、功率耗損大等問題。以 IC 製程完成的可變電容其可調比例通常小於 30%，而 Q 值僅 10 左右，其電機共振頻率亦低。

微機電製作之可變電容可達到高 Q 值及較大的可變電容範圍，其較大可變範圍 (tuning range) 的可變電容可提供涵蓋所需要的頻帶及補償製程和溫度的變化。高 Q 值電感結合在一起時，可調式電容對於低相位雜訊 (low phase noise) 整合 VCO 應用和可調式、低漏失之射頻濾波器，以及可調式匹配網路等應用來說是相當有用的。

通常在選用可變電容時有幾項需注意的：(1) 未加偏壓時基礎電容 (unbiased base) 因需求而變，通常在 VHF 時約數 pF，而到了 X-band 只需約 0.1 pF；(2) 可調比例通常最好在 2：1 以上；(3) Q 值 (主要為電阻損耗)；(4) 等效電感最好愈低愈好，以使得電機共振頻率增加，亦即可操作頻率增加 (超過共振頻率時電容變成電感性)；(5) 對 RF 電源的線性度，一般希望 IP3 能超過 50 dBm，但是目前固態式可變電容對 RF 電源有相依性，必須使用特殊組合來增加線性度，但也造成成本高、面積大、功率消耗等問題。高頻電容之 Q 值可以表示為

$$Q = \frac{1}{j\omega C R_c} \tag{13.16}$$

其中 R_c 代表等效電阻；等效電阻愈大，則 Q 值越小且電阻損耗越大。在 VHF 及 UHF 範圍

通常小於 < 1 Ω，而其共振頻率 f_r 為

$$f_r = \sqrt{\frac{1}{CL_c}} \tag{13.17}$$

其中 L_c 代表等效電感，通常我們會儘量減少寄生電感以增加可操作之頻率範圍，因為當超過共振頻率時，電容性轉換為電感性，無法正常使用。

(1) 微機電可變電容

相對而言，以微機電技術製作之可變電容[102-106] 可以提供許多好處，例如：可調範圍較大、Q 值較高 (由於等效串聯電阻值較低)、線性度較佳、低功率需求，且可能達到控制電路與訊號線路分離。但受限於製程，以微機電技術製作之可變電容時以平行板電容為主。其電容值可以下式表示

$$C = \frac{\varepsilon A}{d} \tag{13.18}$$

其中 ε 代表兩平行板電容中填充物之介電常數，A 為重疊面積，及 d 為平行板電容之間距。這種方式可變動的部分主要是平行板中間間距、二平行板的重疊 (overlap) 面積區域，及中間重疊介電層。故目前可變電容的發展有間距調整式、可移動介電層及改變重疊區域面積等方式。設計上必須考慮驅動電壓、切換速度、溫度補償、構裝及可靠度等問題。

① 間距調整式可變電容

第一種為間距調整式 (如圖 13.85 所示)。例如 Young 等人於 1996 年以面型微加工的方式製作出可變電容，為了避免寄生效應造成 Q 值過低，先用鋁作成接地平面以隔絕高損耗的矽底材。再以 LTO 作為固定的寄生電容 (4 μm)，其上再以二層鋁作為平行板結構，中間間距約 1.5 μm，如圖 13.86 所示。整個電容電極區域大小為 $200 \times 200\ \mu\text{m}^2$。當施加 5.5 V 電壓時，電容從 2.11 pF 變成 2.46 pF，可變比例為 16%，在 1 GHz 時 Q 值可達 62 (等效電阻 1.2 Ω)。

如圖 13.87 所示，靜電力 f_{es} 可以表示為

$$f_{es} = \frac{\varepsilon A V^2}{2(d-x)^2} \tag{13.19}$$

其中 d 代表平行板中間間距。此力量與一般結構之回復力 f_{sp} 取得平衡。回復力可以表示為

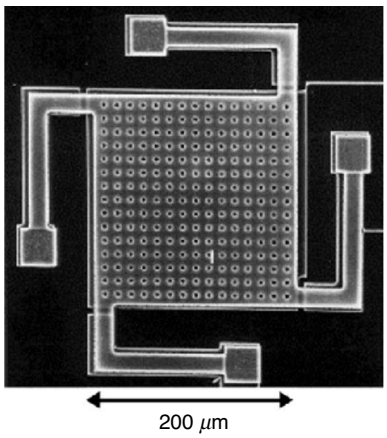


圖 13.85 間距調整式可變電容 (美國 UCB 大學)。

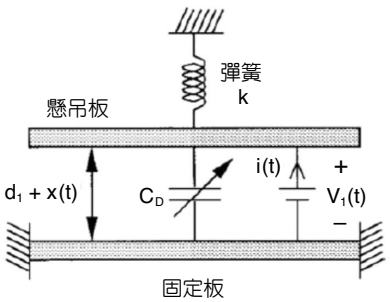


圖 13.87 間距調整式可變電容 (美國 UCB 大學)。

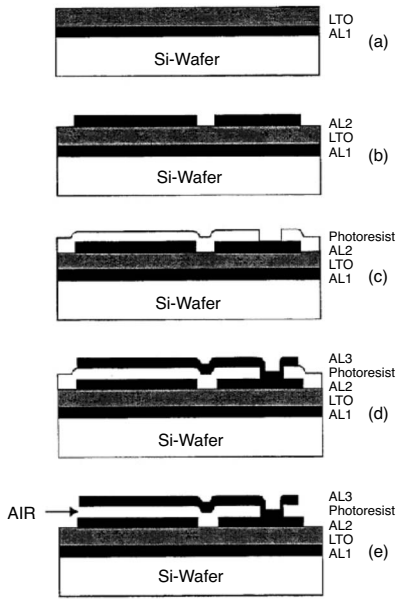


圖 13.86 UCB 間距調整式可變電容製程。

$$f_{sp} = kx \tag{13.20}$$

其中 k 代表結構之剛性。而當靜電力超過結構所能提供之回復力時，會發生塌陷 (collapse) 現象。此種以靜電力驅動的方式有其缺點，除了需要高電壓驅動之外，為了避免塌陷，通常僅能變動 1/3 間距 ($x = d/3$)，造成理論上最大的可調比例為 50%，但實際操作時可調變的範圍似乎比理論值少了許多，此乃因寄生電容所造成的。為了解決上述可調比例上限問題，Columbia 大學以加上第三個平板方式，如圖 13.88 所示，將可調比例增加為 100%。其上下平板固定，僅有中間平板為自由移動，其中上平板與中間平板形成之電容與下平板與中間平板形成之電容的增加與減少量相等。當供應電壓 0－4.4 V 時，可調範圍為 1.87：1，其 Q 值約 15.4，共振頻率 6 GHz，C 為 4.0 pF。

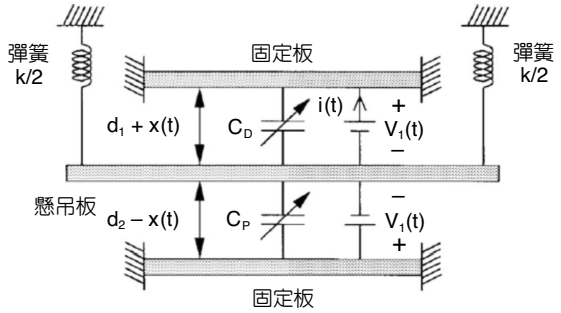


圖 13.88
三平板間距調整式可變電容 (美國 Columbia 大學)。

由於目前通訊應用需要較大的調變範圍，故以微機電製程所製作的可變電容，也以得到較佳調變能力為目標，故有人嘗試用其他驅動方式驅動。例如 Feng 等人將熱致動器應用在可變電容，可達到 270% 調變範圍，缺點則是其反應速度比以靜電方式驅動來得慢。在雜訊方面，通常以布朗 (Brownian) 雜訊為主，此雜訊來自周遭氣體分子等任意運動造成之撞擊力量，主要是由非真空狀態下氣體分子形成阻尼效應所造成。

② 調整重疊面積式可變電容

另一種則是調整重疊面積區域。例如：Rockwell 的 Yao 等人，利用許多交指式 (interdigitated) 梳狀結構 (2 μm × 2 μm × 20－30 μm 高)，及深層乾式蝕刻技術在單晶矽上亦完成了可變電容 (如圖 13.89 所示)。此元件乃是利用 20－30 μm 厚 SOI (silicon on insulator) 晶圓製作，其中二氧化矽厚約 0.5－2 μm，其外表再鍍上一層金屬以改善 Q 值，如圖 13.90 所示。

亦可製作於高阻值之基材上，以降低寄生效應。在 500 MHz，其 Q 值為 34。如果以 5 V 驅動，則可由原先 5.19 pF 變至 2.48 pF，可調範圍約 100%。如果以 14 V 驅動，則可調範圍達 200%。目前最新結果為，如果以 8 V 驅動，可調範圍 8.4：1，1.4 pF－11.9 pF，一直到 700 MHz 時 Q 皆大於 100。此種方式並無理論上限制。

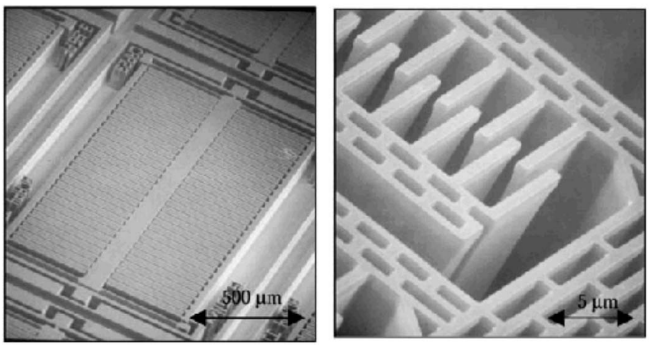


圖 13.89
RSC 調整重疊面積式可變電容。

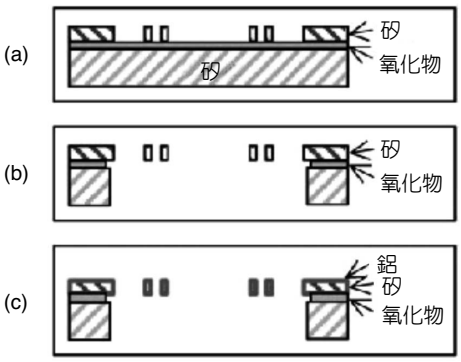


圖 13.90
RSC 調整重疊面積式可變電容製程。

③ 介電層調整式可變電容

美國密西根大學 J. Yoon 等人所製作的微型可變電容，採用金屬的電鑄及面型矽微加工技術。其設計主要藉由改變介電層的位置進而改變電容值，當施加 10 V 電壓時，電容為 1.21 pF，共振頻率 19 GHz，可調變比例為 7－10%，在 1 GHz 時 Q 值為 291 (如圖 13.91 所示)。其懸吊結構與施加電壓完全分離，其介電層由側向彈簧加上靜電驅動，可以在小於 1 μm 的間距中移動，造成等效介電常數改變。其製程如圖 13.92 所示，採用低溫製程，分別以電鍍銅的方式來製作上下電極 (分別為 7 μm 與 5 μm)，而其中間隙乃是採用鋁作為犧牲層做成。

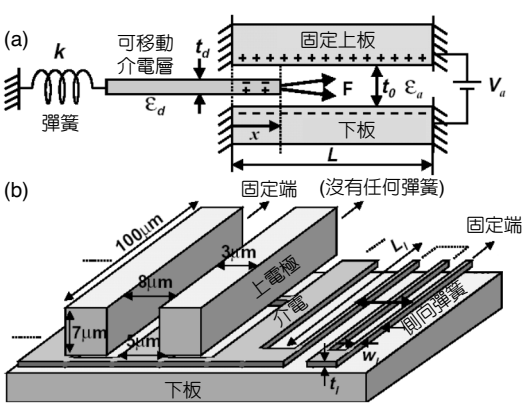


圖 13.91 (a) 可移動介電層的可變電容示意圖，(b) 附加側向彈性結構的元件示意圖。

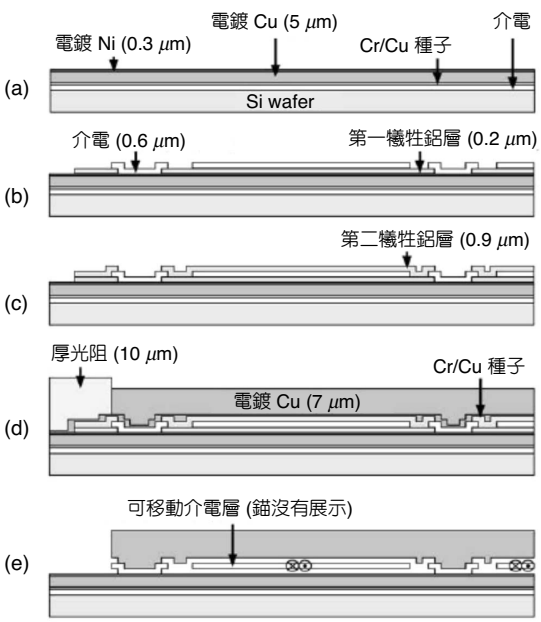


圖 13.92 可移動介電層的可變電容製程。

(2) 數位式之電容陣列

前述之可變電容皆是屬於類比方式操作，較易受到環境之影響，例如溫度及震動皆會造成電容值之改變。Raytheon 公司利用電容式開關配合電路設計，提出了數位式之電容陣列概念，如圖 13.93 所示。每一個電容式開關除了作為切換功能之外，亦提供一固定之電容值，經由外在電路控制切換可以組合提供不同之電容輸出。這些電容之間並不連續，也較不易受到環境之影響，同時可以提供非常大之調整範圍。例如：利用他們發展之電容式開關所製作之電容陣列，可以提供從 1.5 到 33.2 pF，高達 22 倍調整範圍，切換速度小於 10 μs，操作頻率可高達 40 GHz，大小為 3.2 mm × 3.2 mm。

(3) 可調整式濾波器

如果使用一般類比式可變電容及電感，再配合上微開關，亦可以組成一組濾波陣列[107,108]，可以稱之為可切換濾波器陣列。此時可調濾波器頻率範圍擴大很多，但是切換時可能是不連續，目前 Raytheon 公司已應用來製作寬頻的 LC 濾波器 (如圖 13.94 所示)。

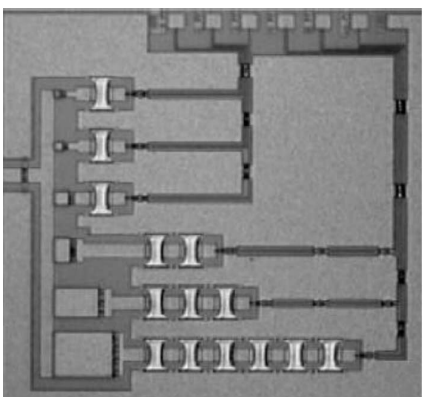


圖 13.93
6 位元數位式之電容陣列。

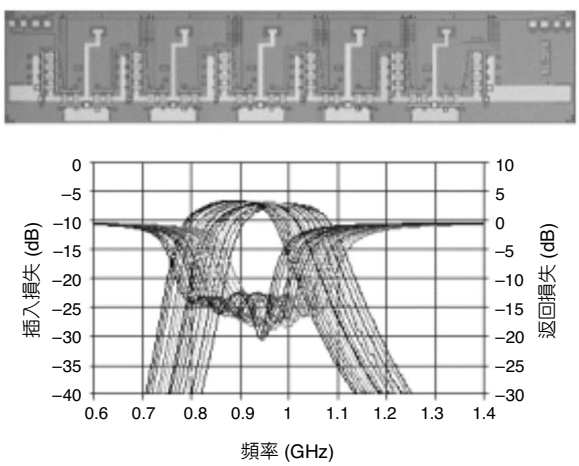


圖 13.94
寬頻的 LC 濾波器 (美國 Raytheon 公司)。

(4) 壓控振盪器

研究人員也嘗試使用微機電可變電容及電感來製作壓控振盪器 (voltage control oscillator)[109-112]，如圖 13.95 所示。如美國加州大學柏克萊分校 Yang 等人使用 3-D 微機電電感 (Q~30 @ 1 GHz，L = 4.8 nH，f_r = 8 GHz) 配合可變電容成功製作壓控振盪器，其使用 863 MHz 載子 (0.8 μm CMOS 製程) 得到相位雜訊 –136 dBc/Hz @ 3MHz offset。

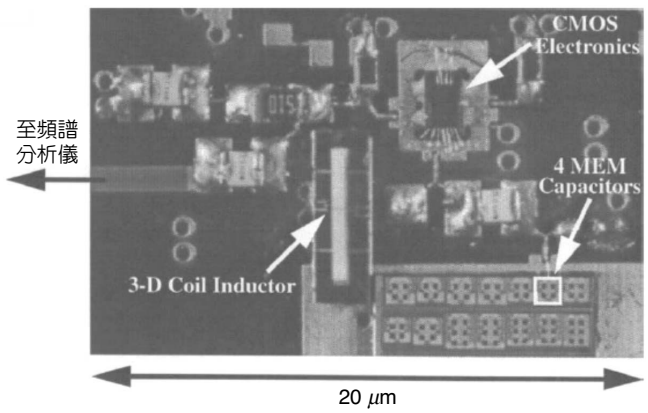


圖 13.95
UCB 壓控振盪器。

(5) 可靠度與封裝

由於此領域尚屬研發階段，在可靠度工程方面研究人員只能大概歸類可能注意事項及損壞機制，包含：懸吊結構疲勞問題、漂移及穩定度、溫度效應、介電電荷累積、機械應力變化、震動、氣密封裝及數位式電容的表面粗度。

13.3.7 微機電電感

RF 被動元件中的電感主要用於濾波器、振盪器及功率轉換等，使用非常廣泛。目前一般以 CMOS 製程製作的螺旋式電感，其 Q 值通常小於10，故過去如欲保有高 Q 值 RF 電感，一般使用非整合型 (off-chip) 電感，其 Q 值可達到 100，而無法與 IC 元件整合。如同電容，電感也使用 Q 值及共振頻率作為評量之規範。所謂的 Q 值即為量測元件能量儲存及損失能力之參考值，其值會隨著頻率改變，而最大值出現在元件從電感性轉換為電容性時。高頻電感之 Q 值可以表示為

$$Q = \frac{j\omega L}{R_L} \tag{13.21}$$

其中 R_L 代表等效電阻，等效電阻愈大則 Q 值越小，且電阻損耗越大。另外，可利用共振頻率來決定其操作頻率，因操作頻率大於其共振頻率時，則其電感性會轉變成電容性。而其共振頻率 f_r 為

$$f_r = \sqrt{\frac{1}{LC_L}} \tag{13.22}$$

其中 C_L 表等效寄生電容，通常我們會儘量減少寄生電容以增加可操作之頻率範圍。一般分離式之電感可以提供高 Q 值及高電感值，但是此種方式無法提供整合功能，同時寄生問題嚴重，隨著無線通訊往高頻發展，此問題也越來越嚴重。而整合型之電感以往 Q 值過低一直是其最嚴重之問題，但如果藉由微機電技術使 Q 值達到 15－25 以上，許多應用將立即出現，例如轉換器 (transformer)，甚至壓控振盪器 (VCO) 都有可能實現。

分析螺旋式電感，其 Q 值及共振頻率之所以會下降的原因如下：

1. 本身的歐姆電阻損耗 (intrinsic ohmic loss)；
2. 寄生電容損失 (包括電感之間電容效應及介於基板及電感間的寄生電容)；
3. 寄生磁場損失 (包括導體表面影響及基板、導體本身之渦電流效應)。

如圖 13.96 所示為高頻電感之可能電路模型，其中 L_s 代表串聯電感，而 R_s 代表串聯電阻，C_f 代表寄生電電容，C_1 與 C_2 代表金屬層與接地基材間之電容，R_1 與 R_2 代表基材損耗之阻值。

為提升 on-chip 的電感上的 Q 值及共振頻率，其方法大概可分為兩大類：(1) 降低金屬阻值 (增加 Q 值)，(2) 降低基板損失 (substrate loss) (增加 Q 值及共振頻率)。

其中降低金屬阻值方法主要為採用高導電性之金屬，及增加其單位之電感值，例如採用銅及增加其厚度。至於降低基板損失則可針對與基板間產生之寄生電容及電阻著手，方法之一乃是採用微機電技術將電感下方之基材去除或墊高[113-126]，以去除或減少寄生效應。

例如 IBM 針對金屬厚度及基材對電感影響做相關研究，從圖 13.97 可以得知，電感值與 Q 值隨銅金屬厚度增加而增加。如圖 13.98 所示為電感值、Q 值與基材關係，很明顯高阻值之石英基材 (採用覆晶方式製作) 可以提供較高之 Q 值 (Q = 20 而 L = 80 nH)，但是此種方式無法用於一般 CMOS 製程。

除了利用多層金屬 (銅或鋁) 來降低金屬阻值，亦有研究人員利用 polyimide 低阻值材料、含磷氧化矽及空氣當作間隙 (gap) 材料，來提升電感之特性。2002 年美國 CMU 利用 CMOS 製程 (使用 0.18 μm 製程、二層 0.5 μm 厚之銅導線作為電感) 配合 MEMS 技術 (使用乾式蝕刻從前方作體型微細加工) 製作蝕刻矽晶片，來移除電感下方部分基板，以達到降低基板損失，增加其 Q 值 (如圖 13.99 所示)。電感值可達到 4.6 nH，原先在 1.25 GHz (共振頻率) 時量測之 Q 值為 3.5，在採用微機電技術將電感下方之基材去除，共振頻率增加至 4.75 GHz，而 Q 值為 7.3。

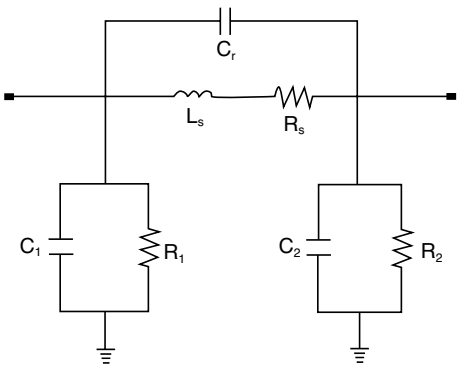


圖 13.96 高頻電感電路模型。

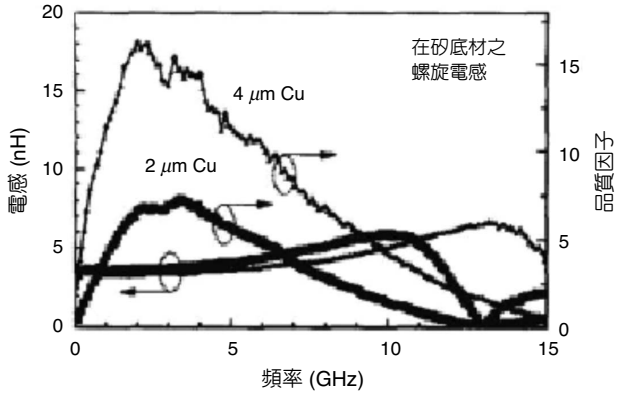


圖 13.97 電感值與 Q 值隨金屬厚度增加而增加。

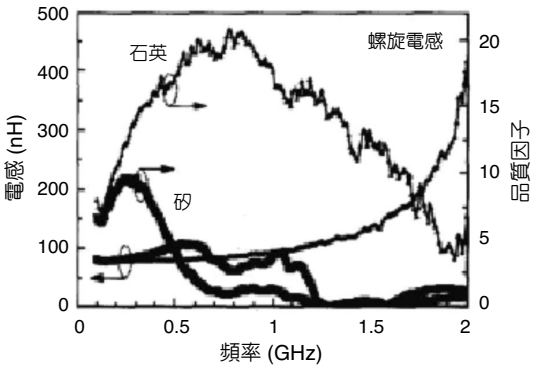


圖 13.98 電感值、Q 值與基材關係。

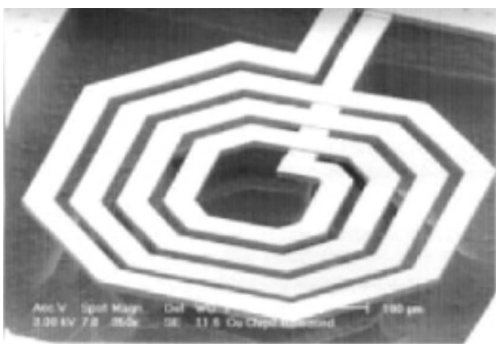


圖 13.99 CMU 電感。

另外韓國 KAIST 利用犧牲層 (使用電阻或金屬)、銅電鍍及平坦化技術，利用高達數十微米厚電鑄銅製成電感，可架空做於其他元件上 (如圖 13.100 所示)。其電感值達 5 nH，當其操作頻率到 5 GHz 時，Q 值仍可達到 50 以上，其製程如圖 13.101 所示。

在電感封裝問題方面，我們必須先考慮作為電感之金屬可能鈍化 (passivation) 的現象，其會受到製程溫度及均勻性之影響。如果能夠提供氣密保護，當能有效防止環境變化之影響，如果能在晶圓層次完成氣密構裝，可以有效降低成本。而一般機械振動的共振頻率約在數 kHz，遠低於電感之共振頻率，其影響可以忽略。

13.3.8 共振器

共振 (resonant) 元件除了可在通訊系統用來作為濾波器 (filter) 及振盪器 (oscillator) 外，在化學及生物感測方面亦有應用。一般共振器可以分成幾大類：

第 13.3.8 節作者為李志成先生、戴建雄先生及邢泰剛先生。

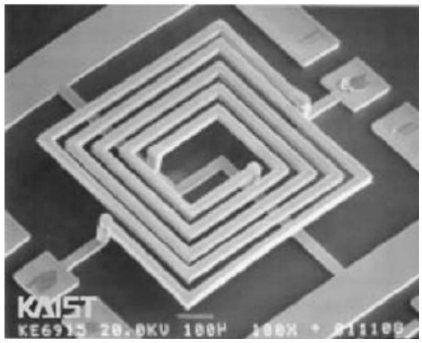


圖 13.100 KAIST 3D 電感。

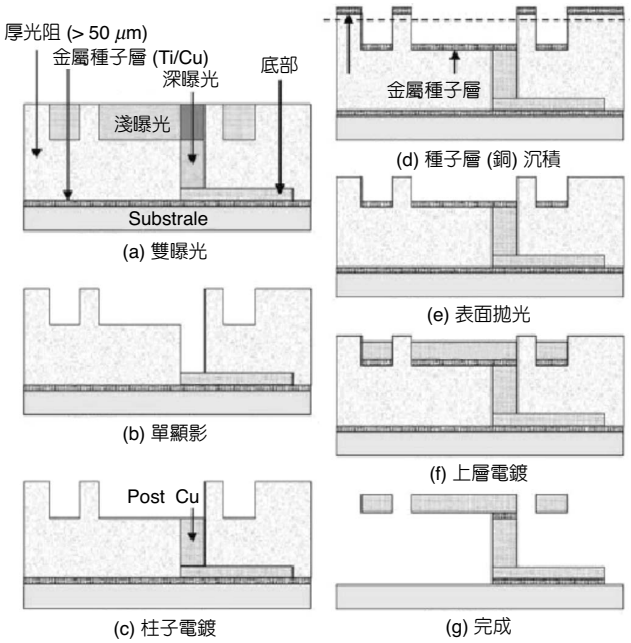


圖 13.101 KAIST 3D 電感製程。

(1) LC 共振器最為常用，但一般僅限於 100 MHz 頻率以下。

(2) 壓電共振器：如表面聲波元件 (SAW) 或石英元件等。此種方式 Q 值甚高，通常採外接方式。目前利用體聲波共振及微機電技術亦發展出新的共振元件，且可與一般 IC 晶片整合。

(3) 機械式共振器：所謂機械式共振器是指利用結構體振動或波傳現象作為工作原理之共振器，經過機電換能機構，即可應用於電路之中。此種方法可用來製作 IF 濾波器，具有高 Q 值 (適合窄頻) 及不錯的溫度穩定性，但是由於大小及製造問題，以往只限於 600 kHz 頻率以下的應用，故已較少使用，但以微機電技術製作之微機械式共振器可以解決上述問題。

利用電子式共振器所構成的振盪器或濾波器，雖可滿足部分較低頻率電路的需求，但是對於日益增加的電路操作頻率，品質因子數不高的電子式共振器就顯得力有未逮。機械式共振器普遍擁有較高的 Q 值，而 Q 值大小對未來濾波器設計之影響，如圖 13.102 所示。如果共振器 Q 值從 10 增加到 10000，在同樣頻寬要求下，其插入損失會大幅減少。現將各種不同的共振器原理及技術現況簡述於後。

(1) 共振現象及其應用

所謂振盪是指某物理量的大小隨時間呈週期性變化的現象。在電路上最常被使用的當屬由電感及電容構成的 LC 振盪迴路，若在接通前線圈中儲有磁能，或電容經過充電而儲有

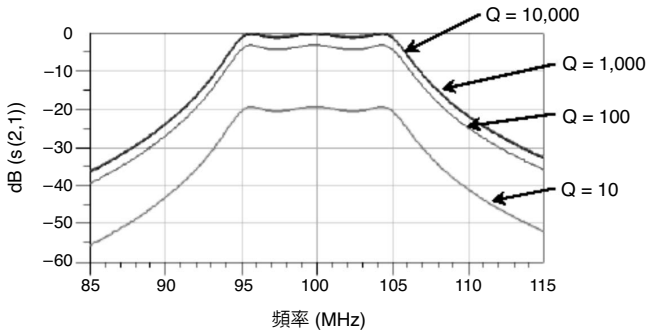


圖 13.102
三階 10% 頻寬 Chebyshev 濾波器與共振器 Q 值關係。

電能，當迴路閉合後，儲存的能量將在線圈及電容之間相互交換，產生振盪電壓或振盪電流，此現象稱為自由振盪 (free oscillation)。在電機系統裡此種電容電感共振腔 (LC tank) 元件幾乎已是一個不可或缺的元件，多極 (pole) 的共振器經過串、並聯後，可構成不同種類的濾波器或移相器 (phase shifter)，應用於需要執行頻率訊號篩選及訊號相位移的場合。如果系統中含有儲能元件和主動元件的電路，在特定的條件下能產生自激振盪 (self-excited oscillation)，此即為振盪器。

最常見的振盪器為回饋型振盪器 (feedback oscillator)，其作用方塊圖如圖 13.103 所示。其中，A 代表主要由主動元件構成的放大器，β 代表由共振器所構成的回饋電路。先假設電路在 S 點無回饋訊號之加入，在 A 的輸入端加入頻率為 f 的正弦電壓 V_i，放大後的輸出電壓為 V_o，由 β 回饋回來的電壓為 V_f。如果 V_f 和 V_i 大小相等、相位相同，那麼，用 V_f 替代 V_i，輸出 V_o 將保持不變。由於實際迴路中，S 點是導通的，所以在特定條件下，即使電路沒有輸入激勵仍能得到輸出電壓 V_o。使回饋型振盪器維持自激振盪的兩個條件分別為 $|A\beta| = 1$，且相位差為 0° 或 360° 的整數倍，前者使振盪器能維持固定振幅的輸出，後者確認輸入訊號與回饋訊號相位相同。

(2) 晶體共振器

電容電感共振器可整合於積體電路中，應用相當廣泛。電感與電容之阻抗為複數，且與頻率有關，在較低的操作頻率下，其寄生效應並不顯著，可視為一理想元件。但隨著操作頻率的升高，來自元件封裝及元件之間的寄生效應構成了許多次系統，不再能忽略也不

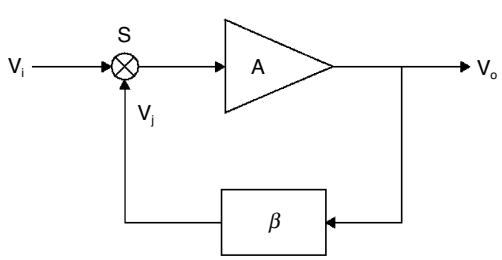


圖 13.103
回饋型振盪器方塊圖。

易消除，使得電容電感共振器之響應偏離原先之設計。對於以積體電路製作的電容與電感而言，此效應更為嚴重，因矽基材並非理想的絕緣材料，共振的能量因寄生阻抗而消耗，使得 Q 值大幅下降。由於這項缺點使得電感電容共振器不太可能達到 100 MHz 以上高頻電路的規格要求。

一般機械系統乃是連續體，可等效為無窮多單質量彈簧系統之串並聯，所以機械結構如樑或板，會有無窮多個共振頻率；並且機械式共振器有較高 Q 值 (如在真空狀態下可達到 $Q > 1000$，石英共振器更可達 10^6)。因有如此優越的特性，使得機械式共振結構一直受到各方的重視，但是如何利用電壓或電流訊號來驅動此機械結構，使其能產生受迫共振 (force vibration)，並將結構的位移轉換成電路上可用的訊號或接收此訊號，就是一個重要的問題，此一般稱為機電轉換機構。

1880 年 Curie 與 Piere 發現當石英承受機械應力時會產生電荷，電荷量與施加之應力成正比，稱之為壓電效應；而施加電位差於石英則會令石英晶體產生機械變形的物理現象稱為逆壓電效應。由於壓電晶體的對稱性較低，受外力作用產生應變時，晶格中正負離子的相對位移造成正負電荷中心移動，導致晶體發生巨觀極化 (polarization)。而晶體表面電荷密度等於極化向量在表面法向量上的投影，故晶體受壓力形變時表面出現電荷；反之，如果加以電荷則已可造成壓電晶體產生形變。利用壓電晶體此特有的物理現象作為雙向之機電轉換機構，共振器的換能方式可以輕易解決，並且單晶的石英也可作為良好的結構體材料，故早於 1921 年，第一個石英晶體共振器就已被使用於電路之中。

石英晶體在溫度低於 573 °C 時為 α 型，晶格構造屬點群 32。α 石英的剛性張量 (stiffness tensor) 中僅有三個非零獨立分量，而壓電張量 (piezoelectric tensor) 則有兩個非零獨立分量，圖 13.104 顯示出石英不同的機械振動模態：彎曲 (flexture)、厚度伸展 (thickness extension)、面剪切 (face shear)、厚度剪切 (thickness shear) 等模態，分別適用於不同的操作頻率。不同晶體軸向切面的石英如圖 13.105 所示，有不同的材料特性，目前工業界最常用的為 AT-cut，主要是因為其溫度穩定度特性良好 (溫度漂移 < 2 ppm/°C)。

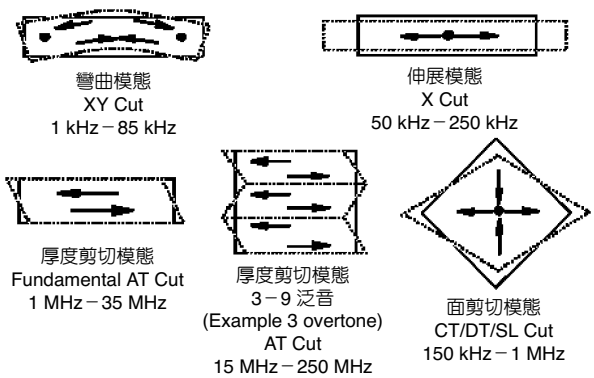


圖 13.104
石英不同的機械振動模態。

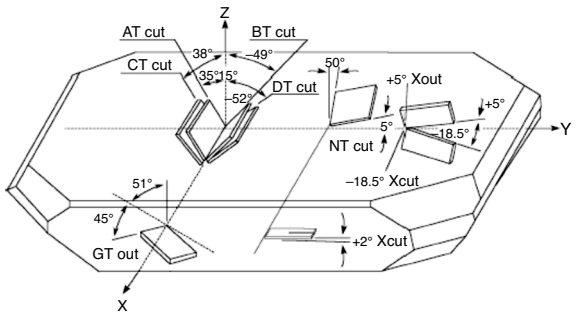


圖 13.105
石英不同的機械振動模態。

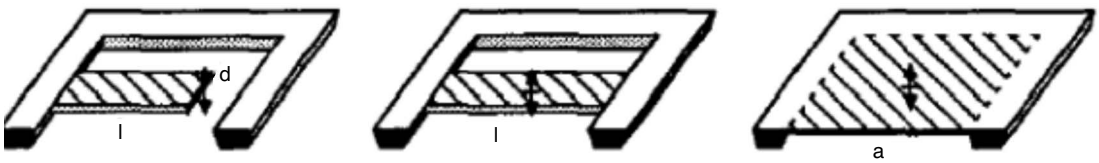


圖 13.106 常用微機械結構。

以其他壓電陶瓷取代石英，並利用相同原理作動的共振器稱為陶瓷共振器，目前常用的是鈦酸鋇 ($BaTiO_3$) 及鋯鈦酸鉛 (PZT)。由於這些壓電陶瓷的壓電耦合特性及傳遞波速較石英為佳，故其操作頻率較石英晶體共振器為高，但在溫度穩定性的表現方面，則遠不如單晶的石英理想。目前這些陶瓷共振器仍為獨立元件，亦無法整合至晶片組中。

(3) 微機械共振器

高頻無線通訊電路需要數量繁多的各式濾波器及振盪器，且對 Q 值有很高的要求。而現代的科技產品皆有輕、薄、短、小的設計趨勢，應用積體電路製造技術延伸的微機電技術，能製造出微米級的機械結構，又可與訊號處理電路相整合，不啻是滿足以上需求最佳解決之道，因此吸引眾人的目光。一般使用微機電製程可以製作之微機械結構有懸臂樑橋狀結構及隔膜等，如圖 13.106 所示。

如以機械共振方向來分，微機械式共振器可分為垂直式及側向式二種[127-138]。側向式以梳狀驅動器 (comb drive) 作為代表，一般 Q 值較高但共振頻率較低。1992 年由 Lin 等發表的梳狀共振器，乃是利用 UCB 發展的面型微細加工方法製作，驅動側與感應側梳狀電極結構位於本體之兩側，其操作之中心頻率為 20 kHz，此結構操作於真空環境時，品質因子可達數千。Nguyen 將梳狀共振器之製作與 CMOS 電路整合得到一微細加工振盪器，如圖 13.107 所示。由於面加工結構層厚度受製程的限制不能隨意改變，梳狀結構為了要得到較大的驅動力，兩側的驅動電極極多，使得共振器結構面積變得很大，導致結構剛性太低，無法得到很高的操作頻率。另外 Beeby 等利用 SOI 晶片及音叉結構製作出另一種側向式微

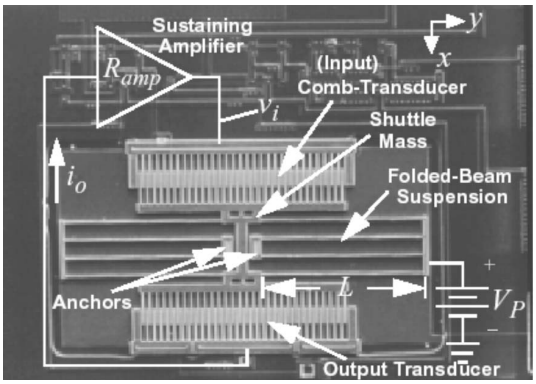


圖 13.107 側向驅動梳狀結構之微機械共振器。

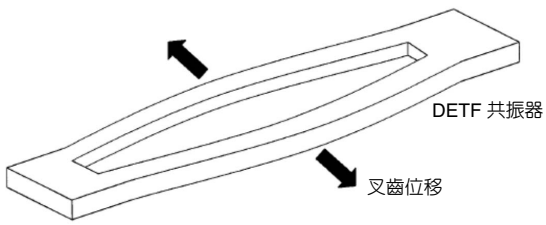


圖 13.108 側向驅動音叉結構之微機械共振器。

共振器，如圖 13.108 所示，結構長 340 μm、厚 3 μm，指狀約 2 μm 寬，指狀結構與電極間距為 2 μm，其共振頻率約為 170 kHz (第二模態) (V_{dc} = 5 V，V_{ac} = 2 V)，Q 值可達 40000。

至於垂直式的共振結構則以懸臂樑 (cantilever beam) 及隔膜等最常被使用。Nguyen 提出了一系列垂直式微共振器結構，其主要的結構為一懸臂樑，驅動電極位於樑下方。利用一短臂將兩懸臂樑耦合，可成為另一種型態的共振器，早期最高共振頻率小於 100 MHz，而且如果支撐點設計不良則 Q 值表現不佳。主要採用靜電式驅動及電容式偵測，此種方式尚可以直流偏壓的方式藉由靜電引起的彈性軟化效應來調整頻率，效果似乎不錯。此種微機械式共振器原先計畫發展作為濾波器之用，但是考慮其面積大小與共振頻率及訊雜比之關係，應該在振盪器 (10 MHz－1 GHz) 方面更有應用價值。如果利用兩短臂將兩懸臂樑耦合，連接點恰好是懸臂樑在無拘束條件下共振之節點，則可成為一類似自由－自由 (free free) 樑，如圖 13.109 所示。同樣使用靜電式驅動及電容式偵測，操作共振頻率接近 100 MHz，在真空中測量品質因子可達數千，藉由改變結構設計可以減低能量從支撐點耗損之問題，解決以往 Q 值過低之問題。靜電力之大小與電極間距成反比，為了降低驅動電壓，縮小電極間距為最有效方法，但會受限於面加工犧牲層厚度不易降低。Nguyen 亦提出利用側向靜電力驅動的共振器，主體亦為自由－自由 (free-free) 樑，操作頻率約 100 MHz，品質因子可達 10743。另有一碟狀電容式面加工結構如圖 13.110 所示，係利用電容式偵測垂直方向的電容變化，操作頻率可達到 153 MHz，Q 值約 9400。

以樑 (beam) 方式作為共振器，其運動方程式可以表示為

$$\frac{\partial^4 y}{\partial x^4} + \frac{\rho A}{EI}\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = 0 \tag{13.23}$$

其中 E 為楊氏係數，ρ 為密度，A 為截面積，而 I 為慣性矩。如果採用兩邊固定樑結構 (橋狀)，其共振頻率及等效剛性係數可以表示為

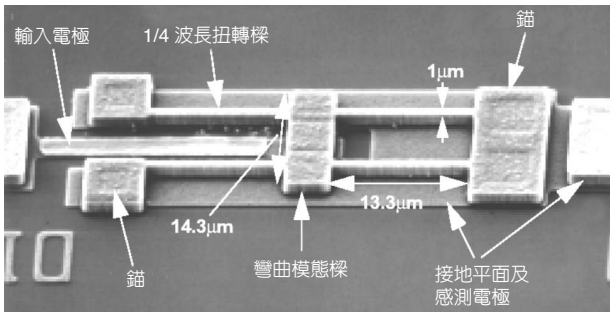


圖 13.109 垂直驅動靜電式微機械共振器。

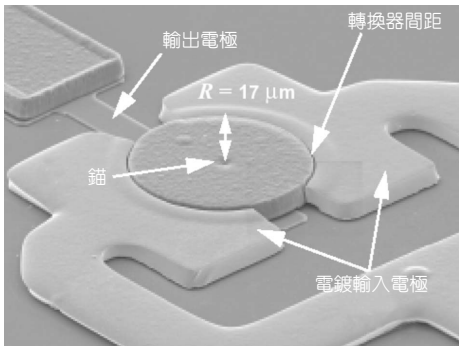


圖 13.110 碟狀靜電式微機械共振器。

$$f_0 = 1.03\sqrt{\frac{E}{\rho}}\frac{w}{L^2} \tag{13.24}$$

$$k_{\text{sys}} = 41.7\frac{Etw^3}{L^3} \tag{13.25}$$

其中 w 為樑之寬度，t 為厚度，L 為長度。如果採用懸臂樑結構，其共振頻率及等效剛性係數可以表示為

$$f_0 = 0.1615\sqrt{\frac{E}{\rho}}\frac{w}{L^2} \tag{13.26}$$

$$k_{\text{sys}} = \frac{1}{4}\frac{Etw^3}{L^3} \tag{13.27}$$

如果使用單晶矽作為結構，如欲達到 GHz 以上頻率，預估其樑結構長度必須小於 2 μm。當然如果使用更為堅硬之材料 (如鑽石)，可以得到更高之共振頻率。其等效電路亦可以 BVD (Butterworth Van Dyke) 模型表示，如圖 13.111 所示，其中 BVD 模型的等效 R_{m}、L_{eff}、C_{eff} 分別為

$$R_m = \sqrt{\frac{k_{\text{sys}}m_{\text{eff}}}{Q\eta^2}} \tag{13.28}$$

$$L_{\text{eff}} = \frac{m_{\text{eff}}}{\eta^2} \tag{13.29}$$

$$C_{\text{eff}} = \frac{\eta^2}{k_{\text{sys}}} \tag{13.30}$$

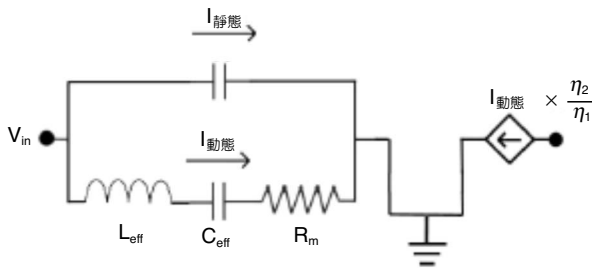


圖 13.111
微機械共振器 BVD 模型。

其中 η 代表機電耦合因素，m_{eff} 為等效質量，Q 為品質因子。雖然其等效之電阻值非常大 (可達數十萬歐姆)，但是由於其等效之高電感 (低電容)，使得其 Q 值仍然非常高。

$$Q = \frac{w_0 L_{\text{eff}}}{R_m} = \frac{1}{w_0 R_m C_{\text{eff}}} \tag{13.31}$$

機械 Q 值會受到黏滯阻尼 (viscous damping)、結構表面狀況及定位處耗損 (anchor loss) 等影響。一般模擬無法全盤考慮各種損耗之影響。如前所述，可以藉著使用較堅硬的材料增加共振頻率，但是會同時增加等效之電阻值，此亦會造成匹配問題。

如果將上述微機械共振器加上適當連結 (如等效彈簧)，如圖 13.112 所示，則可以組成濾波器[139-146]。

以上使用靜電力驅動的各種共振器，動輒需要用到數十伏特的高電壓方能驅動結構共振，而講求低供應電壓的電子商品不太可能提供如此高的電壓，如何將驅動電壓降低，是此技術所需面臨的第一個問題。其次，靜電力驅動能造成的結構變形量極小，為了提高結

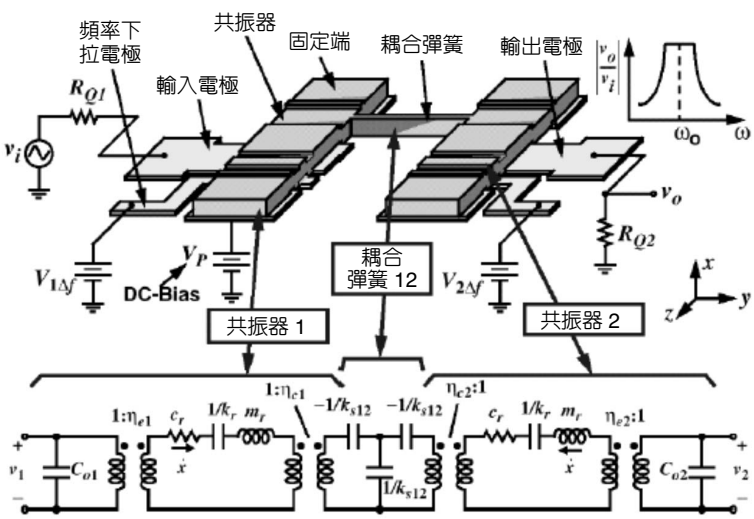


圖 13.112
微機械濾波器示意圖。

構之共振頻率，意味著必須加強結構之剛性，結構剛性愈高，則結構之變形就更小，整個系統的阻尼除了結構阻尼外，空氣阻尼的效應將更顯著，除非共振器能置於真空下操作，否則 Q 值必會受到影響。另外以微量電容變化作為感測機構，在高頻電路的應用上，許多寄生的效應可能會影響共振器的高頻電氣特性，因此目前尚未有實用化的商品出現。

(4) 微型聲波式機械共振器

不同於上述使用結構振動的微機械共振器，另外一種共振器利用應力 (聲、彈性) 波在固體內傳導為其作動原理，尤其適合作為濾波器[147-153]。主要利用應力波的低傳播速率 (比電磁波少了 4－5 個數量級)，在相同之操作頻率其傳導波長可以大幅減小，使得元件體積大幅縮小。應力波共振器的特性包含有高感度、穩定、大動態範圍及頻率輸出。其中應用表面聲波 (surface acoustic wave, SAW) 的波傳現象作為工作原理的表面聲波濾波器已是相當實用化的技術，其操作頻率與交指式電極間距及壓電材料的波速有關。由於表面波的能量絕大部分集中在表面上，因此製作時只要在壓電晶體塊材上以光學微影蝕刻的方式形成交指式的電極即可，製程相當簡單。

另一種利用體彈性波為作用原理的是薄膜體型聲波共振器 (thin film bulk acoustic resonator, FBAR)，使用壓電薄膜 (AlN、ZnO 及 PZT 等) 作為機電轉換機構，非常適合作成 100 MHz－10 GHz 的濾波器，且具有與積體電路製程整合潛力，應是未來的明日之星。

當 RF 訊號通過 FBAR 元件時，經由壓電層機電轉換作用產生共振，在共振頻率附近其阻抗會有劇烈的變化，如圖 13.113 所示。在串聯共振頻率 (f_r) 那一點虛部阻抗為最小，也就是整個元件為通路；而並聯共振頻率 (f_a) 那一點，虛部阻抗為最大，整個元件為開路。這兩個共振頻率的差 Δf 對濾波器的設計有著極大的影響。

較常使用的壓電材料有氮化鋁 (AlN)、氧化鋅 (ZnO) 及 PZT 三種，電極材料則有鋁、金、鉑、鉬等，其不同的材料特性造成應用上也有所不同，例如壓電材料或電極材料相位速度越高則越適合做高頻濾波器，而壓電材料之機電轉換係數越高則越適合做寬頻濾波

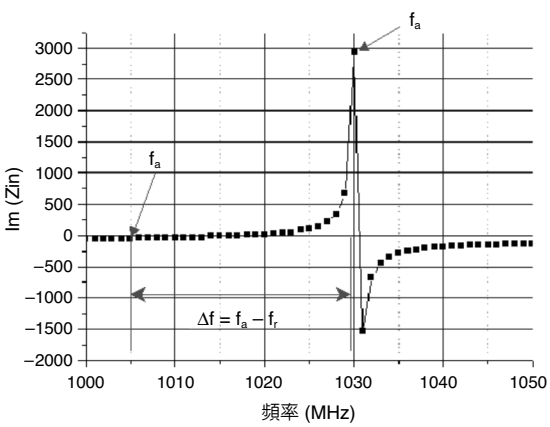


圖 13.113
FBAR 的頻率與阻抗的關係圖。

器。這些材料特性也會影響整個 FBAR 濾波器上每個 FBAR 的面積與厚度大小，例如當相位速度較小，欲達較高的共振頻率時，材料的厚度需更薄；而若材料的介電係數較大，則整個 FBAR 需要較小的面積才能達到濾波器的規格。儘管面積小及厚度薄對於元件微小化更有利，然而就現今製程的角度來看卻存在一定的瓶頸。由此可知，材料的選擇與濾波器甚至雙工器彼此間存在著極為重要的關連性。

由於體彈性波在固體內傳播，為了減少能量損耗、提高品質因子數，需配合微機電製程中的蝕刻技術作出隔膜結構，以製作腔體方式來區分有使用體型微細加工及面型微細加工兩種方式。一般製作方式乃是採取體型微細加工技術，如圖 13.114 所示，從晶圓背部蝕刻，留下一非常薄之結構層，或是從正面挖出一腔體，如此可以利用空氣作為反射層，將能量集中於共振器內部而減少損耗。背部蝕刻容易製作，但需要較大使用面積，且蝕刻後之晶圓易碎，不利於製作濾波器。反之，從正面蝕刻所需之面積小，但是蝕刻液卻可能對已有之結構及電路造成損害。

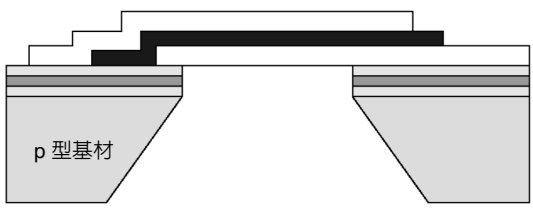


圖 13.114
體型微細加工 FBAR。

面型微細加工採取空橋方式製作，如圖 13.115 所示，除要有犧牲層 (sacrificial layer) 之移除技術，通常還需配合二氧化碳超臨界清洗 (CO_2 supercritical cleaning) 技術，以避免結構的黏結。故亦有人嘗試使用其他方法解決此問題。

如圖 13.116 所示為各種共振器目前所能達到的頻率範圍，未來最有可能朝向整合之目標前者，可能為微機電製作之共振器。

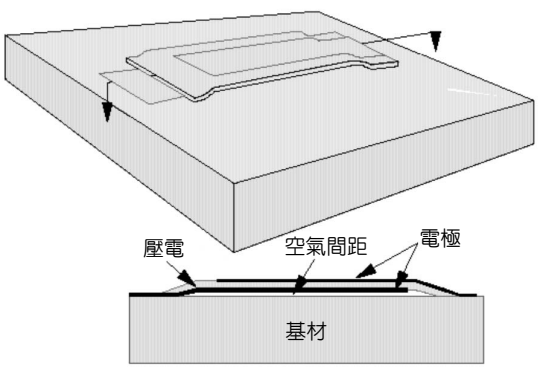


圖 13.115
面加工之薄膜體聲波共振器。

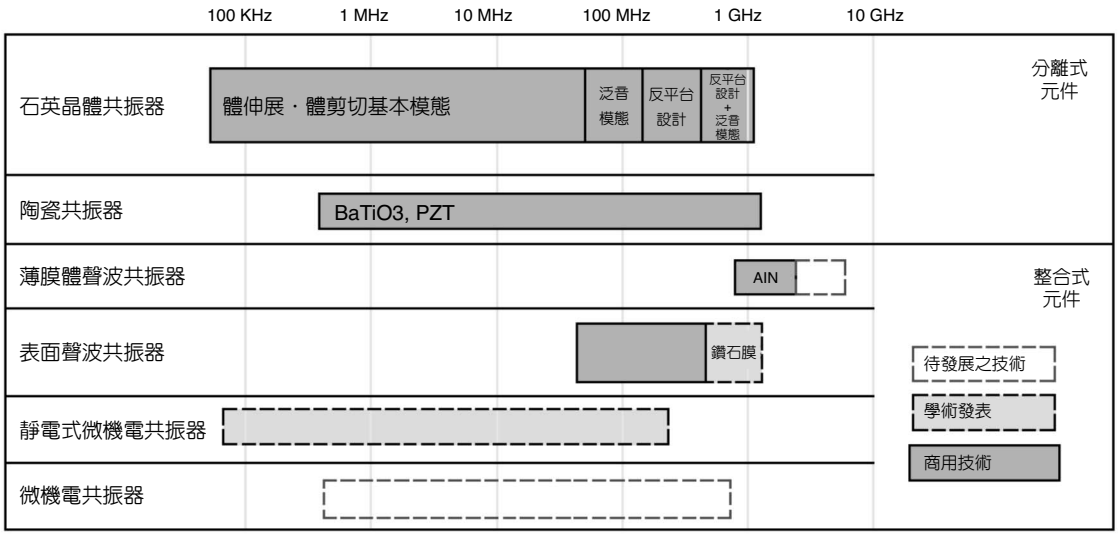


圖 13.116 各種共振器目前所能達到的頻率範圍。

(5) 薄膜體聲波濾波器

如前所述，使用濾波器仍是未來趨勢。其中如果使用 LC 共振器作為濾波器，必須大幅改善電感 Q 值；如果使用主動式濾波器，必須注意功率耗損、線性度及雜訊等問題；如果使用高 Q 值共振器濾波器，則整合性問題必須注意。以薄膜體聲波共振器構成濾波器或雙工器，可說是目前最被看好之明星產品。當多個薄膜體聲波共振器元件彼此串並聯在一起便可組成帶通濾波器或帶斥濾波器，現今最常用的為 ladder 濾波器架構 (參見圖 13.117)。通常濾波器內的薄膜體聲波共振器設計時採用兩個不同的共振頻率，也就是所有串聯的薄膜體聲波共振器為一個共振頻率，所有並聯的薄膜體聲波共振器為另一個共振頻率，而且並聯薄膜體聲波共振器的共振頻率比串聯薄膜體聲波共振器的共振頻率略低。

典型 ladder 架構的薄膜體聲波濾波器之 S_{21} 如圖 13.118 所示，其中低頻側向下彎曲點的頻率是由並聯薄膜體聲波共振器的串聯共振頻率 f_r 決定，而高頻側的向下彎曲點則是由串聯薄膜體聲波共振器的並聯共振頻率 f_a 來決定。如果同時要產生多個向下彎曲點則需較為複雜的架構，一般採外加電感或電容，以改變薄膜體聲波共振器的並聯或串聯共振頻率，使得整個濾波器的響應跟著改變。在設計雙工器時便需要用到多個向下彎曲點的架構。

整個濾波器的設計原理可由圖 13.118 來說明，當 RF 訊號低於濾波器的帶斥 (rejection) 頻率 (也就是薄膜體聲波共振器尚未共振的狀態) 時，整個濾波器看進去皆由電容所組成，因此濾波器呈現平坦的頻率響應。在 RF 訊號到達並聯薄膜體聲波共振器的 f_r 時，由於並聯薄膜體聲波共振器相當於通路 (由於有損耗，因此不是短路)，整個濾波器看進去相當於接地 (為濾波器頻率響應低頻端的向下彎曲點)，因此訊號無法到達另一端。接著當頻率再增

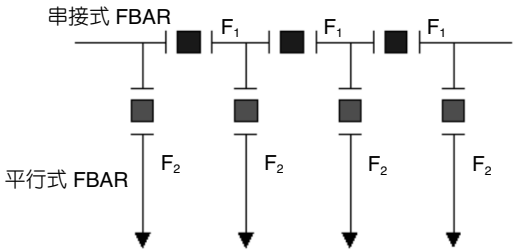


圖 13.117 Ladder 濾波器的架構。

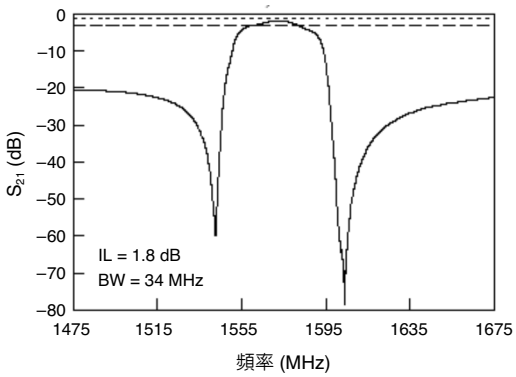


圖 13.118 Ladder 濾波器 S_{21} 頻率響應。

加一些時，便到了並聯薄膜體聲波共振器的 f_a，因此所有的並聯薄膜體聲波共振器都幾乎是斷路，訊號以非常低的損耗經由串聯薄膜體聲波共振器到達另一端。而訊號頻率繼續增加到達串聯薄膜體聲波共振器的 f_r 時，此時並聯薄膜體聲波共振器仍是高阻抗 (由於阻抗不是真的無限大，所以依舊會吸收一些能量)，因相較於並聯薄膜體聲波共振器，串聯薄膜體聲波共振器幾乎是短路，因此訊號可以最低的損耗到達另一端。而當訊號繼續往更高頻率增加，到達串聯薄膜體聲波共振器的 f_a 時，此時整個濾波器看進去又回到高阻抗，因此訊號無法到達另一端，也就是濾波器頻率響應在高頻端的那一個向下彎曲點處。當訊號頻率遠離串聯薄膜體聲波共振器的 f_a 後，所有的薄膜體聲波共振器都處於非共振狀態，所以整個濾波器又回到由電容組成的情況，因此呈平坦的頻率響應。

需注意的是，Q 值與薄膜體聲波共振器的共振頻率差 Δf 是無法同時兼得，Q 值越高則 Δf 越小，反之則 Δf 越大。然而在 Δf 增加的同時，薄膜體聲波共振器的損耗亦會跟著增加，因此需視濾波器所需的頻寬反推薄膜體聲波共振器的 Δf 與 Q 值，以得出薄膜體聲波共振器的各層的厚度。由圖 13.119 可得在相同的壓電材料、電極材料與共振頻率下，不同的厚度狀態 (壓電層厚度與下電極厚度分別為 0.4/0.4、0.6/0.4、0.8/0.4 μm) 對應的 Q 值與整個濾波器的表現。

(6) 薄膜體聲波雙工器

雙工器設計需利用外加的電感或電容來調整薄膜體聲波共振器的並聯或串聯共振頻率，藉以拉大薄膜體聲波共振器的 Δf 值。同時雙工器為避免造成誤訊號干擾，接收端的濾波器與發射端的濾波器在個別的帶通頻率範圍內，另一個濾波器的帶斥的返回損失必須低於要求的規格 (參見圖 13.120)。且兩個濾波器除了滿足規定的頻寬外，在帶通頻率範圍內的插入損失損耗必須能夠小於規格要求的目標。需注意的是，外加的電感或電容可能增加損耗，但薄膜體聲波共振器本身的 Q 值夠大，因此基於整體的效益，還是值得的。

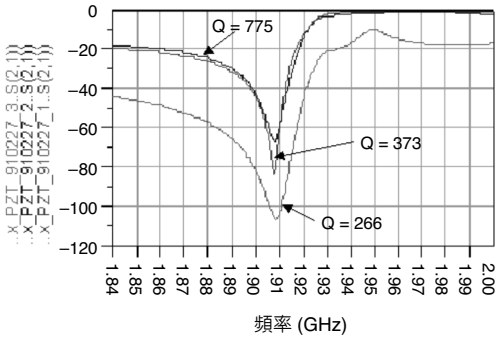


圖 13.119 各種不同厚度對於薄膜體聲波濾波器的影響。

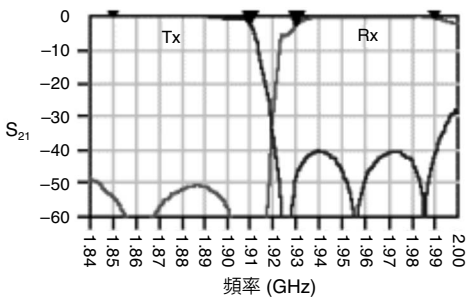


圖 13.120 雙工器的頻率響應。

最後將幾個具代表性的薄膜體聲波共振器在材料使用及其應用的範圍，與陶瓷濾波器、SAW 濾波器及薄膜體聲波共振器濾波器分別比較。薄膜體聲波共振器的壓電材料及配合電極會影響濾波器本身的 Q 值，由表 13.6 可知 AlN 最適合做高頻率的濾波器，此乃因 AlN 的相位速度大；而 PZT 則可做相當寬頻的濾波器，但由於製程上厚度的限制，頻率不宜過高。同時相較於另外兩者，其面積亦需很小，此亦為需考慮要素。另外，由於 Q 值越大，則「roll-off」越陡，也因此 ZnO 與 PZT 較適合做濾波器，而 AlN 則可用作雙工器。陶瓷濾波器、SAW 濾波器及薄膜體聲波濾波器的比較如表 13.7 所示，可看出各種不同濾波器的優缺點。

表 13.6 薄膜體聲波共振器的壓電材料及配合電極。

	Agilent		TDK		TFR
FBAR 結構	Mo AlN Mo		Au ZnO Au	Pt PZT Pt	W AlN Al Reflecter
壓電層厚度 (μm)	1－2		1.2	0.75	3.2
電極層厚度 (μm)	0.3		0.1	0.1	0.3
中心頻率 (MHz)	1880	1960	1580	1600	836.5
FBAR 面積 (μm^2)	180×180	180×180	200×200	20×20	N/A
Δf (MHz)	47	49	50	180	N/A
Ladder 濾波器架構	2×2	3×4	2×2	3×4	N/A
濾波器頻寬 (MHz)	65.8	68.6	60	120	25
Q 值	> 1000		350	45	450
應用	雙工器		寬頻濾波器	寬頻濾波器	濾波器

表 13.7 濾波器的比較 (摘自 Agilent Technologies)。

	陶瓷	表面聲波	薄膜體聲波
尺寸 (PCS 雙工器)	675 mm^3	140 mm^3	98 mm^3 → 46 mm^3
電機性能	佳	好	佳
承受功率	最好 (> 35 dBm @ 2 GHz)	普通 (> 31 dBm @ 900 MHz)	好 (> 32 dBm @ 2 GHz)
溫度係數	0－ –5 ppm/°C	–23－ –94 ppm/°C	–20－–30 ppm/°C
頻率範圍			
濾波器	手機／PCS	中頻－手機／PCS	手機－PCS-mW
雙工器	手機／PCS	手機／PCS?	手機－PCS-mW
整合能力	不能	多晶粒模組 (MCM)	多晶粒模組；未來完全整合

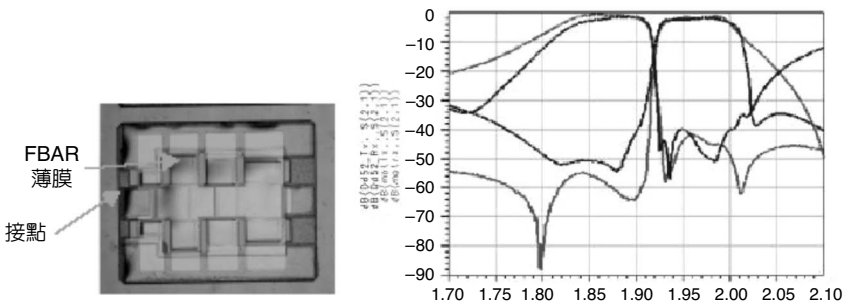


圖 13.121 Agilent 利用薄膜體聲波共振器製成之雙工器及其性能。

而 Agilent 採用微機電技術製作方法，目前已完成 1.9 GHz 的雙工器製作，如圖 13.121 所示，效果可以比美陶瓷濾波器，但是體積卻大幅縮小，未來也可能進行整合。

13.3.9 量測與封裝

傳統上，高頻測試一直是一門大學問，主要除了必須考慮無所不在之高頻寄生效應 (來自量測儀器、元件本身及傳輸線路) 影響量測及最終元件性能，故各種校正方法也應運而生之外，另外電磁防護 (shielding) 效應往往造成晶圓級量測結果與實際封裝後量測結果不一。故一般都認為高頻量測尚未完全成熟，進入障礙遠較一般量測為高，此也造成設計與整合上的各種困擾。

眾所周知，傳統射頻元件封裝對於性能影響頗大，對於 MEMS 元件亦然[154-158]。除了注意電磁防護及共振現象等之外，為了避免濕度影響 (會造成 MEMS 元件黏著 (stiction) 及能量損耗) 及外來粒子干擾，封裝時往往必須採取陶瓷構裝以達成氣密封裝 (hermetical

第 13.3.9 節作者為陶有福先生及邢泰剛先生。

sealing)，但這也增加處理上的困擾及成本。如同其他 MEMS 元件，封裝成本往往高達七成以上，如果能整合許多元件成一模組，將可有效降低成本。對於共振元件而言，Q 值受到真空程度影響頗大，故如能以批次生產直接提供所需真空，將可有效降低成本。此外封裝時也必須考慮是否因外接線路 (如打金線) 而增加額外阻抗，故利用覆晶技術亦是研發重點，如圖 13.122 所示。

現在配合微機電的晶圓級封裝技術，應可提供相當好的電磁防護效果。如圖 13.123 所示，密西根大學利用微細加工及接合 (bonding) 技術，在高頻元件上方及下方構成一電磁遮蔽層，可完成有效電磁防護。藉由此種技術，高頻元件較不會受到以後封裝的影響，元件間也不會互相干擾，如此不但元件性能可以提升，同時測試工作的可靠度也可以大為提高。此外，密西根大學亦利用此種技術，進一步整合天線 RF IC 等元件於一體，形成一整合模組，此種封裝技術一般用於 3D 封裝，在此則除了節省空間之外，在性能提升及量測上皆提供額外好處。

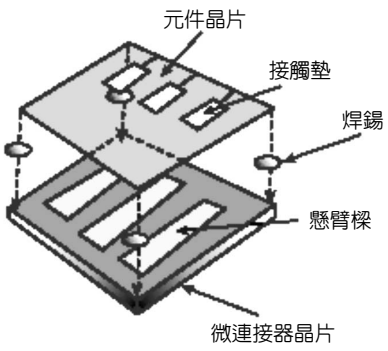


圖 13.122 RF MEMS 元件以覆晶技術封裝。

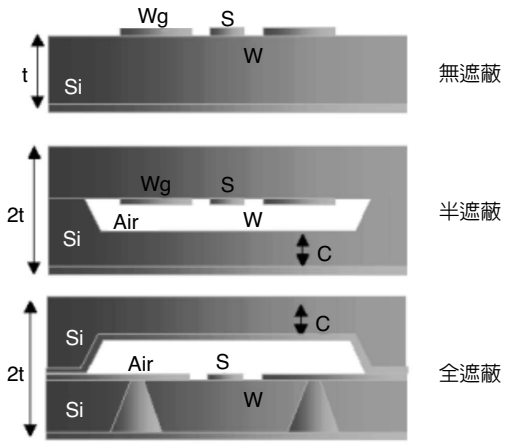


圖 13.123 高頻元件晶圓級電磁防護。

目前針對元件進行高頻量測的方法可概分為測試夾具 (fixture) 及晶圓級 (on-wafer) 量測二種，各有其需求及優、缺點。測試夾具法為早期針對個別分離式元件所發展的量測方式，必須把元件切割甚至封裝後才能進行量測。雖然能忠實地表現出元件封裝後的特性，但是元件的原始特性卻會受封裝、夾具、焊線等影響而改變，對元件製程發展、品質管控及其特性最佳化的時效性有所限制。晶圓級量測則是藉由共平面探針 (coplanar probe) 的使用，在製程完成後可立即取得元件的高頻特性，在時效上佔了很大的優勢。另外，與運用測試夾具的量測方式比較起來，其元件原始特性也較不易為其他寄生效應掩蓋，但其量測結果的重複性較易受操作人員之熟練度所影響。

無論是以測試夾具法或是晶圓級量測進行半導體元件的高頻特性量測，都必須在量測之前對系統進行校正 (calibration)，以去除量測儀器及環境所造成之效應，將量測系統的參考平面 (reference plane) 移至距離待測元件越近越好。以測試夾具法而言，一般是以 TRL (through, reflect, line) 校正法進行系統校正，將量測之參考平面移至測試夾具的前端；而晶圓級量測最常用的校正方法為 SOLT (short, open, load, through) 校正法，可將測試參考平面移至微波探針的針尖，如此可得到較真實的半導體元件高頻特性。至於測試參考平面與真正元件 (intrinsic device) 之間，其他無法運用校正方式去除之寄生元件效應，則需另外利用「de-embedding」方法加以去除。以上即為高頻元件測試的基本概念，其原則亦適用於一般無線通訊應用之 RF MEMS 測試，但細節可能必須依元件差異而修改。

(1) 薄膜體聲波共振器測試

薄膜體聲波共振器如果在封裝時採用金屬接線，在高頻時會引起寄生電感效應，使得薄膜體聲波共振器本身的特性受到影響。因此如果想要了解薄膜體聲波共振器本身的特性，就必須做晶圓級高頻測試。若要進一步準確量測薄膜體聲波共振器本身的特性，就必須做晶圓級高頻測試系統的誤差校正，以及在待測的薄膜體聲波共振器晶圓上製作假 (dummy) 元件，並配合「去嵌入 (de-embedding)」方法做薄膜體聲波共振器晶粒與測試探針尖端間寄生參數效應的移除。而晶圓級薄膜體聲波共振器測試所得之 S 參數，可用於薄膜體聲波共振器模型的參數擷取，以驗證所模擬之薄膜體聲波共振器的模型。若有不同時，可依據測試所獲得的資料，修改模擬的設計參數，使得所設計的模型能準確的代表薄膜體聲波共振器的特性。更進一步可依準確的設計模型，依據不同應用需求，做良率與靈敏度分析，由此可得到量產時所需要的測試規格。

此外，薄膜體聲波共振器在晶圓級量測時，為了量測方便，設計時通常採用共平面波導 (coplanar waveguide, CPW) 方式的接地／訊號／接地 (G/S/G) 結構，而不使用 S/G 結構。採用 G/S/G 結構是因為在高頻時電磁波傳送的接地端必須對稱於訊號端，如此能量傳送損失不會因傳輸線結構本身而增加。由於薄膜體聲波共振器所製造的濾波器大小約為陶磁濾波器的十分之一，因此當應用在傳送濾波器 (transmitter) 時，必須考慮功率的耐受程度，所以功率處理也是一重要的量測考量。

(2) 薄膜體聲波共振器晶圓級測試

一般 40 GHz 以下完整的晶圓級測試系統中，薄膜體聲波共振器待測訊號是由射頻探針經由同軸電纜傳送至向量式網路分析儀，量測出待測訊號的 S 參數。而半自動探針平台 (probe station) 可以自動地經由控制器做整個晶圓上所有薄膜體聲波共振器的測試。

薄膜體聲波共振器晶圓級測試步驟如下所示：

1. 作校正及晶圓量測的去嵌入準備工作。

2. 執行薄膜體聲波共振器電路模型的參數擷取 (parameter extraction)。
3. 比較測試與最佳化模擬的薄膜體聲波共振器 BVD 電路模型參數。
4. 若超出容許範圍時，修整薄膜體聲波共振器厚度與面積以符合濾波器設計規格。

① 晶圓測試校正

由於薄膜體聲波共振器待測訊號的 S 參數含有射頻探針至向量式網路分析儀的系統誤差，為移除此誤差，可以使用校正基材 (calibration substrate) 做為校正標準元件，配合校正標準的方法，即可移除此系統誤差。一般晶圓級校正標準的方法有三種，分別為 SOLT、TRL 與 LRM (line, reflect, match)。其優缺點如表 13.8 所示。由於薄膜體聲波共振器的操作頻率通常接近 2 GHz 以上，因此一般採用 SOLT 或 LRM 的校正標準。不使用 TRL 校正標準的原因，是因為其所佔用的晶圓面積太大，不實際。

表 13.8 晶圓級校正標準的方法比較。

校正標準	優點	缺點	絕對準確度
SOLT	1. 可適應於固定的探針。 2. 可用於寬頻。	1. 標準的模式很困難決定。 2. 無法長久保持自我一致性 (self-consisted)。	可
TRL	1. 電氣上可保持自我一致。 2. 對校正而言，標準可容易且簡單的表示。	1. 無法容許固定間隔距離的探針。 2. 對寬頻校正時，需要多條線數。 3. 因線長原因，低頻是不實際的，建議頻率不可低於 2 GHz。	差
LRM	1. 容許固定間距的探針。 2. 電氣上可自我保持一致。 3. 寬頻。 4. 被量測的標準比 SOLT 還少。	1. Load 電感可成為量測參考阻抗的一部份。 2. Match 標準被假設是相同以及不同時會產生誤差。	佳

② 晶圓測試的去嵌入策略

為了能準確的量測到薄膜體聲波共振器特性，必須將其耦合效應與不必要的線路移除，晶圓級的去嵌入方法也就應運而生。薄膜體聲波共振器與基材的耦合效應 (Y_1, Y_2, Y_3) 及薄膜體聲波共振器與測試點尖端的線路連接 (Z_1, Z_2, Z_3) 的等效模式可表示如圖 13.124 所示。一般採取四個步驟的去嵌入法，其中必須配合薄膜體聲波共振器元件製作四個假元件，分別為 (Open, Short1, Short2, Through)。

薄膜體聲波共振器的元件晶粒與其用作去嵌入的假元件光罩如圖 13.125 所示。圖中 (a) 為雙埠的薄膜體聲波共振器元件，(b) 為其假元件 (Through, Short1, Short2, Open)。

因為薄膜體聲波共振器電阻值很小 (1－3 Ω) ，所以要加個小電容來做高 Q 值量測，而

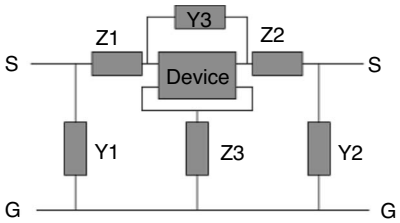


圖 13.124 薄膜體聲波共振器元件與基材的耦合效應。

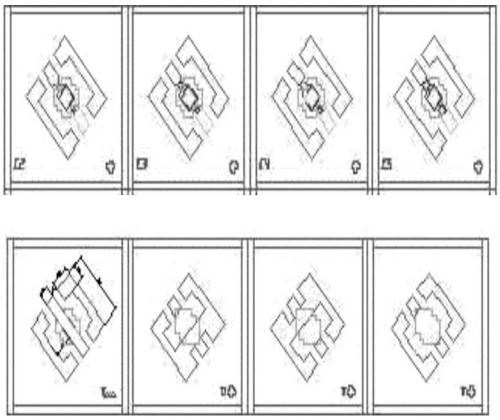


圖 13.125 薄膜體聲波共振器元件與其用作去嵌入的假元件光罩圖。

且薄膜體聲波共振器的待測訊號可由雙埠或單埠網路的型態獲知。但是做高 Q 值量測，也可以經由六個參數所組成的 BVD 模型的參數擷取所獲得，此時薄膜體聲波共振器的待測訊號僅可以單埠網路的型態獲知。

當我們量測到薄膜體聲波共振器的 S 參數且經過「去嵌入」去除耦合效應後，可以針對所想要的 BVD 模型中 RLC 參數進行擷取。

③ 薄膜體聲波共振器元件功率承受

薄膜體聲波傳送濾波器在使用時，會有一輸入功率流入薄膜體聲波共振器，在工作頻率範圍內，薄膜體聲波共振器在不同頻率下其等效阻抗會改變，導致不同大小的功率流密度與熱損耗。此熱損耗在薄膜體聲波共振器上會引起下列效應：(1) 加熱所造成的頻率偏移，(2) 長期的老化與衰減，(3) 應變大小趨近薄膜的脆裂程度，(4) 傳送濾波器的熱破壞。

由於以上效應，薄膜體聲波共振器元件的功率耐受程度必須在設計上預先評估，因此薄膜體聲波共振器元件功率處理，可由下列步驟所獲知：(1) 依據規格，利用薄膜體聲波共振器設計傳送濾波器；(2) 已知輸入功率大小，經由 SPICE 軟體估計出傳送濾波器在工作頻率的功率密度分布；(3) 計算出最大的功率密度是否大於薄膜體聲波共振器元件所能耐受的功率密度，如超過需重新設計。

對於薄膜體聲波共振器功率承受的量測，有如下步驟：在加熱的晶座上，探針偵測個別的薄膜體聲波共振器，以測知元件本身之頻率隨著加熱溫度而產生偏移之現象及偏移溫度係數。由量測元件本身頻率隨溫度的漂移情形，可推知薄膜體聲波共振器自我加熱的效應。再依據應用場合，例如 CDMA 的手機標準，增加輸入功率 (29 dBm－36 dBm)，以量測個別薄膜體聲波共振器的最大功率耐受度。

13.3.10 挑戰與風險

RF MEMS 元件雖然有上述的優點，但是在壽命、可靠度、價格及封裝等各方面仍有許多問題待克服。對於手機如此高產量之市場而言，價格將是最重要的因素，但對於高單價產品，可靠度則應是較重要的考量。目前微開關的價格比較如表 13.9 所列，正如同許多新科技產品，RF MEMS 產品初期之價格仍過高。

表 13.9 微開關價格比較表 (來源: In-Stat (2001/07))。

技術	目前價格 (美元)
FETs	$ 0.50－$ 4.50
Pin Diodes	$ 0.30－$ 8.00
RF-MEMS	$ 5.00－$ 25.00

此外目前許多無線通訊元件所需之製程與測試技術與現有之微機電技術或半導體技術不太相同，對於製程標準化及未來量產皆有不利之影響。尤其許多共振器或驅動器的製作皆使用壓電薄膜材料，對於製程整合 (如微細加工、應力、高溫退火及污染問題) 及產品特性掌握 (如可靠度) 皆為一大挑戰。此外目前微機電的產品與 RF IC 的單一整合 (monolithic) 產品，對於系統整合、微小化及成本皆有相當之影響，也頗受系統廠商注意。但是一般 IC 甚至微機電的產品封裝及測試技術經驗並無法在此完全複製及使用，必須根據產品做適當的修改，尤其高頻封裝及測試中寄生問題必須特別注意。當然，如同其他微機電的產品，如果現行的構裝及測試可以支援產品的生產，將可有效的降低成本及產品開發時間，並不一定需要單一整合產品。

13.3.11 未來發展及市場評估

目前主要發展廠商都以手機元組件為目標，主要是因為預估到 2005 年手機年產量將高達十億個。但是成本上的考量將是主要的進入障礙。以微開關而言，據估計其單價必須降至一美元以下，當然易於模組化及優良性能亦是其賣點。例如未來 3G 手機為了相容性及新功能，勢必要採取新的元組件才能順利工作。目前除了手機之外，PDA 及 WLAN 等皆為可能目標。至於小量但高單價產品，目前以自動測試機器 (automated test equipment, ATE) 的市場最被看好，主要是因為 RF-MEMS 產品可以提供微小化及良好能源效率，當然此時價格將不是最重要的因素。除此之外，未來寬頻用之相位雷達天線 (phase array antenna)、可切換式濾波器及可切換式智慧型天線，亦可能是未來的殺手應用 (killer application) 。

根據 In-Stat 預測 (參見表 13.10)，從 2001 年到 2006 年 RF MEMS 的市場成長率驚人。不過，從其報告看來，此預測應不包含體型聲波濾波器。

第 13.3.10 節至第 13.3.12 節作者為邢泰剛先生。

表 13.10 RF-MEMS 全球產值 (百萬美元) 及數量預估 (來源：In-Stat (2001/07))。

	2001	2002	2003	2004	2005	2006
營收	1	50	120	140	250	330
產量 (百萬)	1	10	30	75	170	280

13.3.12 結語

本章從無線通訊系統的觀點介紹了微機電技術帶來之解決方案及新的應用，另外也介紹一些重要元件最近的發展。從系統的觀點來看，以後最重要的影響可能是在未來單一晶片系統的實現及新的通訊架構的出現，這都是未來 RF MEMS 的利基，台灣應儘早切入以掌握先機。目前奈米科技及微機電技術皆被視為未來的明星科技產業。尤其微機電技術乃是由半導體所發展延伸出來，對於目前台灣蓬勃的半導體產業尤具吸引力。未來如能有效利用目前台灣半導體業已無競爭力之五吋及六吋生產線，不但可以再創產業高峰，且結合目前台灣在 IC 設計的經驗，可望在微機電與 IC 設計整合方面領先世界。另一思考點則在於如何協助台灣傳統零組件業者面對未來整合之趨勢，再創產業的另一春。

13.4 其他工程應用

13.4.1 軍事航太應用

13.4.1.1 微機電系統技術與武器發展

微機電系統技術乃因應各式系統輕薄短小之趨勢而蓬勃發展，且迅速滲透至各種領域，武器系統自然也不例外。不論是現有系統之改良或是新武器系統之發展，MEMS 技術都可扮演積極與重要的角色。由於 MEMS 技術之應用，未來武器系統技術甚至於戰略與戰術均會受到相當之影響。但 MEMS 屬於小尺度系統，除了極少數可能外，MEMS 技術在軍事上之應用主要並非用以增強武器之直接爆破力或殺傷力。強大之武力與殺傷力固然在作戰時有利於求勝，但作戰時迅速有效之指管通情 (軍事術語：指揮、管制、通訊、情報之簡稱) 常是致勝之關鍵。新興之 MEMS 技術在指管通情、武器系統之性能精進以及維修、後勤支援等方面都可有所貢獻，因此美國國防研究之推手－國防先進研究計畫局 (Defense Advanced Research Project Agency, DARPA) 亦於近年成立微系統技術室 (Microsystems Technology Office, MTO)，專司微系統技術軍事應用研究之推動[159]。參考近年 DARPA 所公布之資料、美國國防部智庫組織 RAND[160] 之 MEMS 軍事應用先期研究，以及其他相關資料來源，筆者綜合歸納微系統技術之軍事用途約略可分成以下三大應用方向：(1) 既用系統或次系統之微型化；(2) 微型部隊之發展；以及 (3) 資訊優勢 (information superiority) 環境建構，藉微機電光技術中各種微元件之設計、整合與應用，發展出各式改良型或創新系統。

第 13.4.1 節作者為宋齊有先生。

(1) 既用系統或次系統之微型化

應用微系統技術與微元件設計以達成系統之輕薄短小化，此種尺寸微型化可使系統重量輕、能量與功率消耗低，成熟之量產技術可使製造成本降低；同時，因其分件之微型化亦可致使武器系統之反應快速、準確性高、機動性高以及系統之效率獲得提升。列舉數例如下。

① 導航控制等組件之微型化

導航控制等組件可測知其飛行運動參數以及執行穩定控制或導航。利用微系統技術設計製造角速率微感測器 (angular rate micro sensor)、微致動器 (micro actuator) 以及微陀螺儀 (microgyro) 用於箭彈等投射式火砲武器，或製成單晶片慣性導航組件裝置於投射武器之彈頭，可以達到減重量、低成本、高精準之要求。此外，各種微型之速率感測器 (rate sensor)、流動或差壓感測器 (flow/differential pressure sensor)、撞擊感測器 (impact sensor) 等之應用亦有助於精確控制、操作魚雷或炸彈等武器系統之安全、發射或引爆[161]。

② 微型敵我識別 (Identification of Friend or Foe, IFF) 系統

作戰時之敵我識別非常重要，目前慣用之敵我識別係利用反射帶 (reflective tape)、主動信標 (active beacon) 等以標示載具之存在。然而戰場與戰況之複雜以及可能之干擾則會造成正確識別敵我之困難。新的微型敵我識別系統利用大尺度已有之角方反射 (corner cube reflection) 原理，以微機電技術整合微光機電分件製程製造毫米 (millimeter) 尺度之敵我識別器。詢方發射一調變雷射，可啟動受詢者之角方反射器，並回覆一編碼之雷射響應，告知其載具型別與狀況，整個程序在一秒內完成。新的 IFF 系統需滿足：可 360 度全方位覆蓋、快速回應、不易受攔截干擾、詢方訊號啟動、低功率、電池操作等需求[162]。

③ 化學攻擊警報感測器 (Chemical Attack Warning Sensor)

利用微機電技術改良現有之生化感測器，用於生化戰之防衛。目前新發展者為戰場上使用之小型可程式化遠距化學感測器 (stand-off chemical sensor)[161,162]。此一設計係以矽晶圓為基板，其上布置電極陣列與可偏折微鏡面 (deflectable micro mirror)，製成多色譜儀 (polychromator)。此系統可將遠距觀測時入射之寬頻光 (broadband light) 轉成色譜輸出以判定化學成分。其規格需求為：敏感性高 (低於有害劑量時即可偵測)、快速偵測與預警、分析準確性高、低功率消耗 (可電池操作)、輕小、耐用。

④ 腕上通訊器 (Wrist Communicator)

目前軍用通訊器材於作戰時攜帶仍嫌重量過重、體積大且能源消耗大，若能通過尺寸、重量、天線、頻寬以及能源供應技術挑戰，利用微機電技術將其中之機械分件微型化，製成機電整合之通訊組件單晶片，則可發展如手錶大小之個人型腕上通訊器[163]。

⑤ 高能量密度 MEMS 能源 (High-Energy-Density MEMS Power)

微型裝備與元件工作所需之能源供應係各式系統微型化時共通之挑戰。當系統小至釐米、甚至於毫米、微米等級，能源之供給常成為系統無法成功之致命關鍵。在輕薄短小之微系統中，足夠使微系統長時間工作所需之能量需儲存於輕小系統中，高能量密度 (註：能量密度指每單位質量所含能量) 之要求是必然的。傳統之能量儲存系統，如鋰電池、鎳鎘電池等一次電池 (primary battery) 在一些需求較高之裝備上已不敷所需，微型能量轉換裝置之研究，如微型燃料電池 (micro fuel cell)、微型引擎 (micro engine)、熱電發電器 (thermoelectric generator) 均為評估、發展中具有潛力之解決方案。在小功率 (mW 至 W 之等級) 之應用時，直接甲醇燃料電池 (direct methanol fuel cell) 為具潛力且頗受矚目之微型能源系統，目前功率 10 mW、陶瓷晶圓上 2 cm × 2 cm 大小之微燃料電池為研發中項目之一[164]；微引擎與相關之微燃燒理論與實驗已有一些初步研究成果[165]；至於熱電發電亦有一些研究 (MIT 與 UC Berkeley) 在進行中。此類微系統將整合微系統製造之組件：微型催化反應器、微結構與材料、微流與溫度感測器、微閥、微幫浦、加熱器與控制器等組合而成。可以想見的是：這些微型能量轉換裝置體積都應足夠小，目前發展中之系統其體積量級均在數 cm^3 之譜，未來可望再持續縮小尺寸，MEMS 技術自是其成功之關鍵。

(2) 微型部隊之發展

如前所述：微機電系統屬於小尺度系統，在軍事上之應用並非增強武器之直接爆破力或殺傷力，應以類似人海戰術之大量出擊，或是以攻擊敵方目標最關鍵或具敏感性之部件為主。未來將有如螞蟻雄兵之「微型部隊」或稱「微型軍」出現，執行軍事行動，或許會成為戰場之主導者。

① 分布式機器人 (Distributed Robotics)

微型機器人極適於軍事應用，可代替真人執行距外 (stand-off) 軍事行動，降低人員風險；可以從事人員不可能執行之任務。由於微小型機器人尺寸小、重量輕，單人即可攜帶與進行部署。其可執行之任務可包括：偵察、監視、尋路、欺敵誘餌、武器運送、小尺度致動、地雷偵測等等。若部署微機器人群組，可平行工作，減少執行任務之時間，且其成本低於功能複雜精巧之單一機器人。

微型或小型機器人之發展有賴微電子 (microelectronics)、MEMS、智慧材料 (smart materials)、先進封裝、能源儲存、生物系統等技術之合流，以降低其單元成本。此種微系統發展上之主要技術挑戰有：低質量元件之動作機構、低功率電子控制與酬載之整合、能源以及人機控制介面等。由於微小型器人之質量相當於小動物或昆蟲，因此其設計除傳統之滾動、拖曳等動作外，也有仿生物動作，如跳躍、登高、爬行、扭動前行 (slithering) 等，再配合 MEMS 與智慧材料，可設計出新的動作機制。MEMS 技術可達成單晶片微機電整合，而先進封裝技術與混合訊號處理微電子 (mixed signal electronics) 技術可於微機器人

領域發展出創新之功能。能源之節約與新能源之開發與應用則可延長機器人使用時間。至於機器人之控制，可分為全控制、半自動與全自動，控制架構與人機介面技術之發展極為必要[159]。

② 微機器人電子失能系統 (Microrobotic Electronic Disabling System, MEDS)

微機器人電子失能系統以攻擊敵方特別敏感之關鍵目標－電子系統為主。MEDS 可以無人駕駛飛行器部署於目標附近，該 MEDS 系統可自行偵測敵方電子裝備位置，移近目標，進行滲透並使之癱瘓。應考慮目標數量與散布位置以及 MEDS 可移動距離，以便設計有效經濟之最佳部署策略。每一 MEDS 應有以下五種次系統[162]：(1) 感測器系統；(2) 前進與自律導航 (autonomous navigation)；(3) 殺害機制 (kill mechanism)；(4) 機動系統 (mobility system)；(5) 能源系統 (power system)。感測器系統可於一相當距離 (例如：數十公尺) 感測電子裝備之存在，前進與自律導航系統使其移至目標處，殺害機制則可以噴灑腐蝕性或導電性流體以達成任務。此外 MEDS 不僅可用於癱瘓敵國之指管通情系統，甚至可用以破壞戰略目標，如電廠、機場海港、交通管理系統等等。一旦此種武器系統發展成功，未來敵我雙方均擁有此種武器時，其反制 (countermeasure) 技術亦為發展之重點。

此外，尚有倡議以昆蟲作為武器平台，將微晶片植於昆蟲體內，以神經探針 (neural probe) 刺激昆蟲之中樞神經，藉以指揮昆蟲而成微型軍[162]。另有螞蟻雄兵、蚊子導彈、針尖炸彈等構想[166]，都是企圖利用 MEMS 技術構想大量微型攻擊武器系統或建立微型部隊之例。

(3) 資訊優勢 (Information Superiority) 環境建構

整合微機、電、光技術以及既有之通訊、電子、電腦、導航、控制科技，建構資訊優勢之環境，以確保戰略與戰術之優勢。在此類微系統技術應用方面，強調可用於監視、監聽、偵察、追蹤、巡邏、程序控制之分布式且無需監管之微感測器網路。列舉數例說明如下。

① 微型空中感測與通訊器 (Micro Airborne Sensor/Communicator)

此種微型空中感測與通訊器名稱見於 DARPA 微系統技術展望報告[163]，亦有名為監視塵粒 (surveillance dust) 見於早先之研究報告[167]，近年更有類似裝置之研究，稱為智慧塵粒 (smart dust) 或稱 MEMS 塵粒。其靈感來自蒲公英孢子、微塵之長時間空中漂浮能力，目前有數種不同之設計，以圖 13.126(a) 顯示其一構想之示意圖為例，此裝置尺寸為毫米級，具有可定向飛行之降落傘型天線陣列、各種感測器、致動器、動力與能源等分件；長度小於 10 mm，柄徑僅 1 mm，質量約 12 g，電池操作，亦配備有太陽能電池。此種塵粒由飛行器部署於空中，作為偵察、監視之無線網路之結點。此裝備若在 2000 ft 高空釋出，自由落體達地面需時約 5.6 h，終端速度約為 3 cm/s。若發現固定目標，作連續監視動作，無太陽能

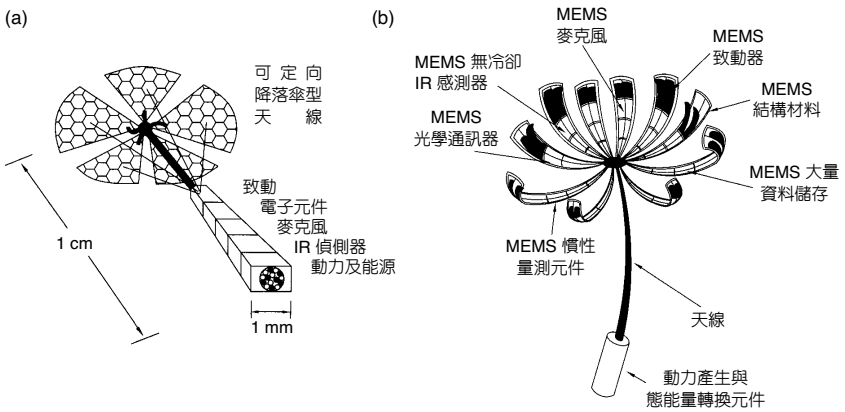


圖 13.126
微型空中感測與通訊器構型，(a) 微型偵察微塵構型[162]，(b) 微型空中感測與通訊器構型[163]。

供給狀況下可工作一小時；如果僅 1% 時間取樣之工作模式，電池可支撐逾四天。圖 13.126(b) 為 DARPA 報告中之另一構想，其中與 MEMS 技術相關者包括：麥克風及各種感測器、光學通訊器、數據儲存、致動器、結構材料、天線、能源等。涉及之主要技術領域有三：數位電路、無線通訊、微機電系統。技術瓶頸有：尺寸、重量、感測能力、通訊安全、飛行控制以及能源與動力等問題。此外，分布式感測器所得零散資訊之整合、可靠度不高的大量分件間之協調、貴重資源之動態定位以及資訊回報總部之時機與方式等，都是有關 MEMS 塵粒之重要研究項目。美國加州大學柏克萊分校在 DARPA 資助下進行完全自律 (autonomous) 毫米級 (邊長 1－2 mm) 之微塵粒研究[159,168]。

② 戰術遙端感測系統 (Tactical Remote Sensor System)

此一系統亦是由分布式感測器與結點 (node) 組成，由飛行器作撒種部署。但與上述之 MEMS 塵粒不同的是：此系統為部署於戰場陸面之感測器群組。每一群組感測器之資訊傳至結點，再由結點傳至戰場之總體機動監視系統 (空中)，回報遙端之基地台[163]。此一偵察網路部署快速，可雙向傳訊。技術發展亦與微機電系統、無線通訊、數位電路等領域相關，但由於無空中漂浮能力之考量，技術困難度較低於空用之智慧塵粒。

③ 高效敏捷之混合訊號微系統 (High Efficient, Agile Mixed-Signal Microsystems)

此一技術研發旨在開發驗證一高性能混合訊號系統之單晶片 (system-on-chip)，以滿足尺寸微型化與積體電路高密度化之要求。所謂混合訊號系統晶片之定義為一積體電路可從事數位、類比、射頻等混合訊號，以及來自 MEMS、流體、化學、生物等混合數據之處理與轉換。此種微系統需滿足軍事應用較嚴苛之要求，例如：晶片上訊號之類比－數位轉換 (A-D conversion) 遭受嚴重之電磁干擾 (on-chip EM interaction)，所造成系統性能之不穩定必須解決[159]。以創新的設計工具與設計自動化方法降低軍用系統之設計時程與成本等都是值得研究的課題[169]。

13.4.1.2 微機電系統技術與航太科技

1995 年美國空軍科學委員會提出之建議報告中，即明確預期 MEMS 技術將在航太科技之發展上有突破性的貢獻[170]。依近年技術發展之觀察，列舉數項 MEMS 技術應用於航太領域之範例，以供舉一反三，觸類旁通。

(1) 微型衛星 (Micro Satellite)

微型衛星是微機電系統技術與太空科技直接有關之系統。微型衛星是泛指 100 kg 以下之衛星系統，但若詳細分類衛星級別，則微衛星 (microsatellite) 是指重量為 10－100 kg 者，重量為 1－10 kg 者為奈衛星 (nanosatellite)，而 0.1－1 kg 者稱之為皮衛星 (picosatellite)。習見之衛星系統極為龐大，造價與發射成本均極高。微衛星之優點為造價低、發射成本低、可群集使用。然而，技術挑戰來自於衛星之各次系統，如通訊、推進 (軌道控制)、導航 (姿態控制)、能源等系統均需微型化與輕量化。利用微機電與微電子技術，開發整合系統為其解決方案。未來，可將相當數量之此種微型衛星連成分布式衛星結構體系或是星座體系，形成太空中之偵察、監視、通訊網，甚至可能發展成為攻擊性武器系統。目前此種微型衛星技術之里程碑為：2000 年 1 月 26 日 DARPA 推動研發之 OPAL (Orbiting Picosatellite Automated Launcher) 計畫成功地將 Stanford 大學設計之兩顆皮衛星由發射至軌道之母船 OPAL 釋出，並進行無線通訊與追蹤之驗證[161]。

(2) 數位微推進器 (Digital Micro Propulsion)

此一微型推進器主要用以提供微小型系統所需之推力，前述之皮衛星軌道控制所需之推力即為一例。由於受控體質量低於 1 kg，所需之推力脈衝元 (impulse bit) 極低，其大小量階約在 $10^{-4}－10^{-6}$ N·s (牛頓－秒) 之譜，傳統之火箭系統不適於此一任務。數位微推進器係一微推力陣列，為三層之三明治結構，包含底層之微電阻式點燃器 (igniter)、中層之推力室 (thrust chamber)，以及上層之可破裂薄膜 (rupture diaphragm)，每一密封之推力室均裝有固態推進劑，結構示意圖如圖 13.127。當電阻通電產生能量點燃推進劑，生成之高壓脈衝噴流衝破薄膜排出推力室，推力因而產生。由於推力室直徑僅數百微米，單一晶圓上可一次製造約 10^6 個推力室[171]。

(3) 三角翼 (Delta Wing) 飛行器氣動力性能之微機電控制

由於三角翼飛行器在具攻角飛行時，氣流繞翼前緣旋轉至上翼面，而生成前緣渦 (leading-edge vortices)，此一情況導致上翼面氣流速度增高，壓力降低，升力因而提高。調變翼前緣渦之位置與強度即可控制飛行器氣動力與力矩，乃至其飛行動力特性與操控性能。由於前緣渦係由下翼面氣流上翻 (roll-up) 至上翼面而成，若能控制上翻起始之流動分離 (separation) 位置，渦之位置強度則可調整；若左右兩翼給予不同之改變，則可控制飛行

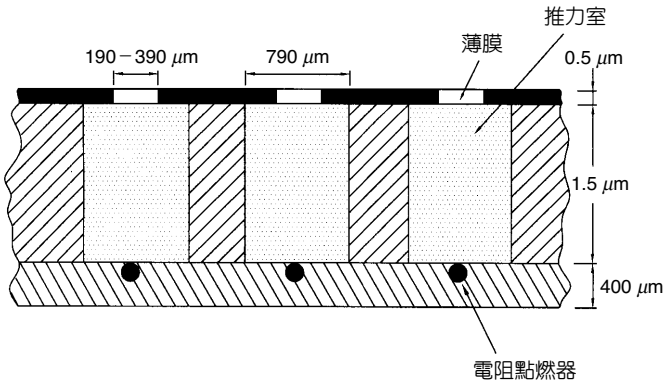


圖 13.127
微數位推進器示意圖[171]。

器之偏航 (yaw) 與滾轉 (roll)。飛行器之質量大、速度快、慣性亦大，如何以微尺度元件加以控制？此間涉及流動不穩定性論題，簡言之，欲四兩撥千斤，必在系統具不穩定性、對外在變化敏感時方可。利用翼前緣渦之生成對前緣表面流況之高敏感性，在前緣區裝置分布式微流感測器，配合致動元件與控制算則，即可局部控制翼前緣渦之運動及其產生之氣動力負載 (aerodynamic load)。美加州大學洛杉磯分校微系統中心 (Microsystems Research Center, UCLA) 何志明教授主導之研究[172] 利用大量之微型剪應力感測器 (shear-stress sensor) 作三角翼局部流場感測，以 1.5 mm 之微襟翼 (micro flap) 或 MEMS 控制之氣泡 (MEMS bubble) 作為偏折局部流動方向之致動器，並以神經網路 (neural network) 系統控制個別致動器之操作。此一構想在風洞試驗與數值模擬上獲得支持，圖 13.128 為一組雷諾數 $Re \sim (10^5)$ 之風洞測試結果之示意圖，其中顯示：若微元件布置位置適當 (此例約為 50°)，飛行器之滾轉力矩係數可提升約 35%。在一具 1/7 縮尺之幻象戰機 (Mirage III) 模型飛行測試中，亦證實加裝 MEMS 控制後，操控性能大幅提升。

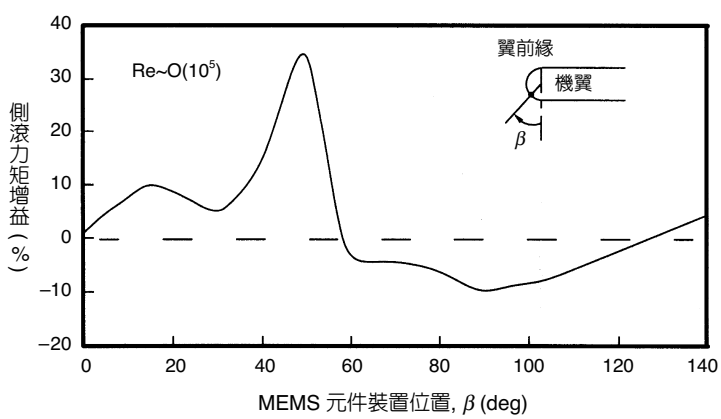


圖 13.128
三角翼氣動力性能之 MEMS 控制效果[172]。

(4) MEMS 技術強化之噴射引擎

噴射引擎技術與高速飛行器之性能息息相關。目前噴射引擎之技術挑戰多與引擎內熱流與力學特性相關，包括：引擎內溫度梯度與熱問題、渦輪葉片顫振 (flutter) 與高週波疲勞、渦輪／壓縮機葉尖間隙 (tip clearance)、流動密封 (flow seal)、效率問題、推力之精準控制、操作即時性能與壽期之折衷等。應用微機電系統技術可對上述問題之解決提出一些方案，其中有：微型之熱通量控制、共振應力量測 (可達傳統應力計靈敏度之 10,000 倍)、表面微致動、高頻寬流量感測器、微霧化器噴流控制，以及高溫操作下支煙力、溫度、應力等感測器[161]。配合這些微元件之應用，噴射引擎之功能可望獲得強化的效益。

(5) 微飛行器 (Micro Air Vehicle, MAV)

微飛行器為一種微型之飛行系統，亦有少數文獻中稱為微飛行機器 (micro flying robot)，可謂軍事、航空系統微型化以及微系統技術可充分發揮之典型範例，其相關技術發展包括系統微型化及微元件之開發與應用，介紹如下節。

13.4.1.3 微飛行器系統

微飛行器概念之萌芽可回溯至 1994 年，最初設想以人質救援為主要用途；1997 年美國國防部預期此種微飛行器在作戰時可作為單兵之個人偵察利器[173]，於是開始推動其研發。微飛行器系統之技術層次不亞於習見之大型飛行器，無論氣動力、推進、控制、導航以及相關元件之微型化均極具挑戰性。微飛行器係指最大長度尺度小於 15 公分之小型飛行器，未來更可望有昆蟲大小之微飛行器。由於其低可見度 (low observability)，適於擔任空中偵測、跟蹤、監視、電子干擾、通訊中繼、敵靶標示及核生化戰場偵測等工作而不易為敵所察，故亦有間諜飛機 (spy plane) 之稱。未來大量生產成軍，可以成為微型空軍執行作戰任務。在非軍事用途方面，微飛行器也可以協助人質救援或擔任高危險區之工作等。

微飛行器以其升力產生與推進方式可分為下列三大類。(1) 固定翼 (fixed-wing) 微飛行器。具有彈性翼 (flexible-wing) 表面之 MAV 亦可歸類於固定翼。(2) 拍撲翼 (flapping-wing) 微飛行器；(3) 旋翼 (rotary-wing) 微飛行器。以 15 cm 固定翼微飛行器為例，其規格可略述如下：起飛重量：100 g 或更輕；酬載：1－20 g；飛行速度：5－20 m/s；飛行高度：50－150 m；航程：10 km；續航時間：至少 20 min。至於任務導向功能，則依其執行任務種類不同，需具備各式微感測器、微致動器、微傳訊器等。

微飛行器係由機體、動力與能源、控制與導航等各部分組成，其系統整合如圖 13.129 所示。由微飛行器尺度分析 (scaling analysis)，可知機體結構強度在微飛行器之設計與製造上並非重要課題，無需特別考量，但微飛行器涉及其他相關之力學問題甚多[174]。微飛行器技術研究之重點，在機體部分有：低雷諾數空氣動力學、飛行力學、微型推進系統、微型高能量密度與高功率密度之能源系統、強健之飛行控制系統、微感測器、微致動器、微陀

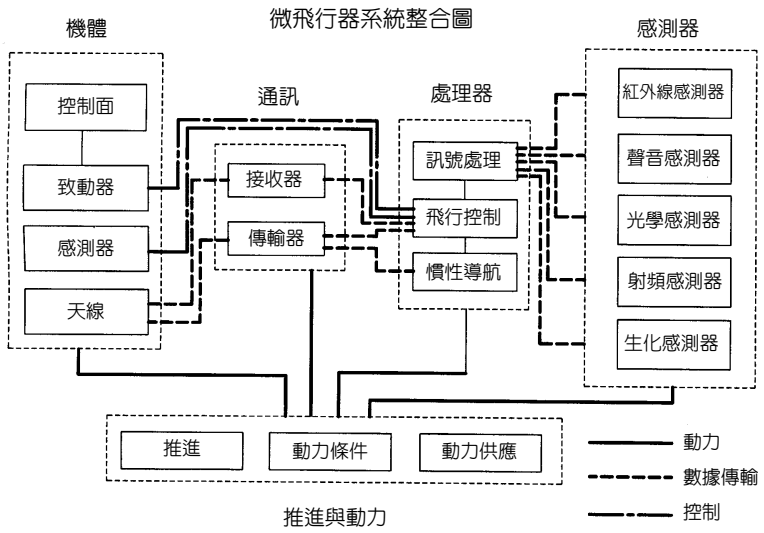


圖 13.129
微飛行器系統整合圖 (參考 1999 年 DARPA 公布之資料重繪)。

螺儀等；此外就任務導向所需之技術有：微型數據處理與傳輸器 (偵察、監視、監聽)、微型攝影與影像處理 (偵察監視)、微生化感測器 (核生化偵測) 等；在拍撲翼微飛行器研究方面：拍撲翼空氣動力學、拍撲機構、高分子人工肌肉致動器等等諸多問題均尚待探討。微飛行器之微型化產生許多技術之瓶頸有待突破。以下就關鍵之困難、未來努力方向，以及可藉 MEMS 技術協助之部分作一敘述。

(1) 空氣動力

圖 13.130 顯示：相較於習見飛行器，微飛行器之雷諾數 (*Re*) 低數個數量級[175]。因此空氣黏性效應扮演之角色增強，造成氣動力效率之低落，此為尺度效應 (scale effect) 所致。增進氣動力效率為應持續關注之項目，彈性翼之設計[176,177] 即是因此而生。除翼型設計之創新外，藉 MEMS 元件之助，作翼型之動態控制[178]，以及翼表面氣流之局部控制均為可行之方案。拍撲翼通常為小面積、多片、高頻振動，然此一流場具非定常渦系統，其複雜之拍撲運動模式及非定常渦流控制目前尚瞭解有限，是先進氣動力技術亟待開發之領域。

(2) 推進與能源系統

現有之微小型推進系統尚未能滿足微飛行器系統所需之高推進效率。目前使用或研究中之推進系統有：螺旋槳配微馬達、螺旋槳配小型內燃機、微燃氣渦輪、脈衝噴流式推進及拍撲翼等。螺旋槳氣動力翼效率同前一節所述；微馬達高轉速時之散熱是一大問題；小型內燃機目前尺寸尚嫌大，此外，如何降低其噪音亦是挑戰之一；至於微燃氣渦輪、脈衝噴流式推進之設計目前仍在開發中，其中涉及極多之 MEMS 元件與製程設計之問題。拍撲翼之三維轉動高頻振動機構、人工肌腱之高分子材料均是相關之高難度課題。微飛行器能

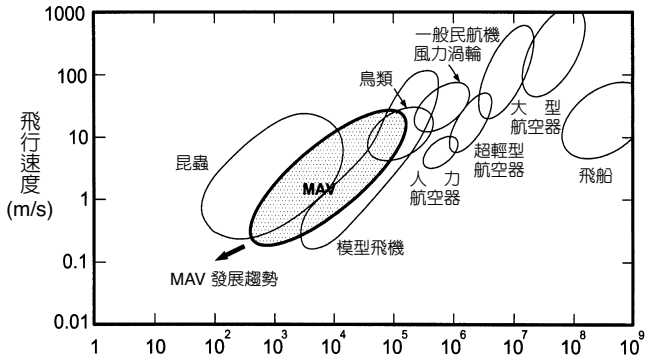


圖 13.130
飛行系統速度與雷諾數之比較[175]。

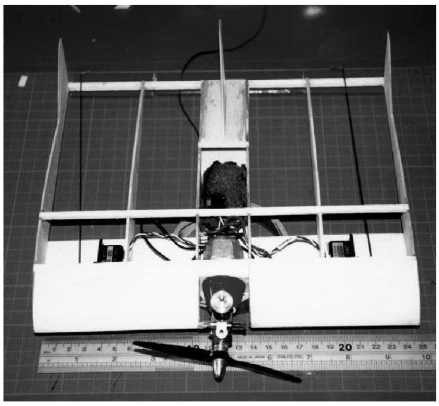
源系統之要求為高能量密度與高功率密度，如何發展符合所需之微型引擎以及輕型能源儲存系統均是挑戰。

(3) 穩定與控制

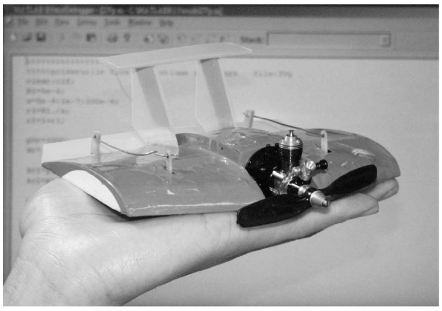
有關微飛行器穩定與控制技術面臨之挑戰主要肇因於：① 微飛行器之質量輕、慣性矩小、氣動力阻尼低，對外在干擾之高靈敏度，使得微飛行器之穩定與控制受到極大的挑戰；② 低 *Re* 之氣動力數據欠缺，控制系統設計不易。穩定增強系統、自動駕駛系統等都亟需開發。微感測器、微致動器與微陀螺儀均為可供利用之微元件。

自從 DARPA 推動以來，美國各研究機構、學術單位以及科技公司投入龐大資源參與各相關研究項目，包括：固定翼、彈性翼、拍撲翼 MAV。目前之成果仍以固定翼 MAV 技術較成熟，可達實際應用之水準，DARPA 委託 Lockheed-Martin 飛機公司之子公司 Sanders 研發之微星號 (MicroStar) MAV 即為一例；而 Florida 大學提出之彈性翼，對固定翼性能之提升極有助益。其他學術與研究機構之相關研究活動可參閱先前研究報告[179,180] 中之回顧，此處不再贅述。我國自 1998 年 7 月起由中正理工學院與中科院合作研發微飛行器，進行氣動力、飛行穩定與控制等項目之理論與實驗研究，包括試驗機之製造與試飛[180-182]。該團隊已分別於 2000 年 5 月、9 月、12 月成功飛起翼展 25、20、15 cm 之固定翼微飛行器，於 2001 年飛試翼展 13 cm 彈性翼微飛行器，各式原型機見圖 13.131。工研院航太中心亦於 2000 年開始投入微飛行器之研發。

以目前 MAV 技術水準觀之，旋翼及拍撲翼之困難度較高，成果亦極有限，全系統技術尚未成熟，固定翼微飛行器之應用仍是目前最可實現的。但固定翼飛行器之微型化有其極限，未來微飛行器縮小至昆蟲大小之希望，仍以似蟲鳥之拍撲翼為主；同時，其較佳之滯空盤旋能力及靈活之飛行特性，在偵查等各種任務上會有極佳之表現。當飛行器小至蒼蠅、蜜蜂的尺寸，又仍需保留大自然所賦予它們之超級飛行能力，並滿足人類加諸之任務需求，其困難度之高可以想像。除了航空動力之挑戰外，如此的微飛行器系統對 MEMS 技術之依賴是不言而喻。


(a)

(b)


(c)

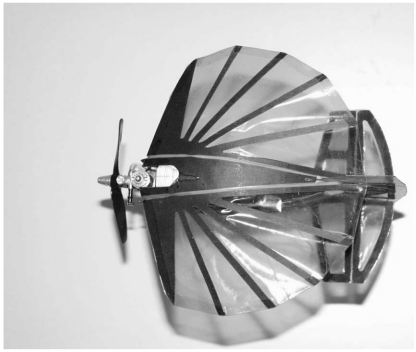

(d)

圖 13.131 微飛行器原型機圖例。(a) 翼展 25 cm 固定翼 MAV (未蒙皮)；(b) 翼展 20 cm 固定翼 MAV；(c) 翼展 15 cm 固定翼 MAV；(d) 翼展 13 cm 彈性翼 MAV。(圖片提供：國防大學中正理工學院旋轉流與渦流動力研究室 MAV 研究團隊)

13.4.2 土木檢測之應用

微機電元件及土木結構的幾何尺寸與整體受力數量級相差甚鉅，故微機電之於土木工程之應用，目前可能做得到的，還僅限於單純的土木結構缺陷檢測。至於結構動力方面的主動回授懸吊避震等致動的課題，不像流體有非穩定性發散的特性可利用 (參見本章微小飛行器的描述)，短期內微機電技術恐無機會參與。即便只是單純地應用微機電元件於土木結構檢測之研究，時下亦不多見，故本小節僅以作者研究的初步成果作為獻曝之主軸。

(1) 土木工程中暫態彈性波非破壞性檢測

隨著經濟成長與生活品質提升，國人對於新興公共工程的營造品質以及結構物安全無不關心，然而對於現存已經使用多年的高樓、橋樑、大壩等公共工程結構，因材料老化 (aging) 或強震侵襲引起之安全顧慮，也是值得關切的課題。故國內土木界已經多所研討如何利用「非破壞性評估／測試方法」(non-destructive evaluation or testing; NDE or NDT) 來防

第 13.4.2 節作者為楊龍杰先生及吳政忠先生。

微杜漸，進而判斷公共建物繼續使用的安全性[183]。

「非破壞性評估方法」中的超音波法 (ultrasonic method)、音射法 (acoustic emission method) 與暫態彈性波法 (transient elastic wave method)，已經大量應用於土木工程建設中。其中的暫態彈性波法是利用數 mm 直徑的鋼珠 (impact head) 直接撞擊混凝土結構表面激發的彈性波，來探測裂縫 (crack)、空洞 (cavity)、異質邊界 (hetero junction) 等缺陷，是新混凝土表面裂縫偵測較受矚目之方式[183-186]。

暫態彈性波法通常需要動用多重的超音波感測器 (ultrasonic transducer)，藉由訊號間接比對定出敲擊之「觸發時間原點 (initiation time origin)」，才能進一步推算出裂縫深度 (depth of crack) 等訊息[186]。若能直接測定暫態彈性波之「觸發時間原點」，可省去多重超音波感測器之配置，使偵測與反算趨於單純，有利於本非破壞性檢測系統之縮小化。另外，對於混凝土結構非破壞性檢測的其他手法中，尤其是應用了地球物理 (geophysics) 中所謂的影像處理法 (imaging method)，測量時間原點也是必需的技術。

(2) 如何利用微感測技術解決暫態彈性波時間原點的問題

要量測撞擊之觸發時間原點，短路 (short-circuit) 觸發的作法是最簡單的。不過因為受限於敲擊或量測之標的物是混凝土材質，並不導電，除非在混凝土表面臨時黏上金屬箔片，否則短路觸發行不通。故此處介紹如何利用微感測技術，解決暫態彈性波時間原點的問題。

選用微感測器之前，首先要了解本力學問題的特徵。圖 13.132 是一鋼珠敲擊半無限域鋼台時，鋼台上超音波感測器量測到的暫態彈性波訊號，其第一波峰是縱波 (P-wave；如同地震時我們首先感知的上下震動)，第二波峰是表面波 (Rayleigh wave or surface wave；如同地震時緊接 P 波而來的上下左右混合起伏搖動)，整體的頻率範圍在 100 kHz 以上。另外，若以傳統的壓電式加速度計 (如尺寸約公分級的 PCB-309-A)，黏於直徑 6 mm 的鋼珠之上，直接實施撞擊鋼台，其時域輸出 (time history) 經過快速傅立葉轉換 (FFT) 處理之後，可在頻率域顯示近 2000 g 之加速度值，已超過傳統機械加工壓電式感測器的正常工作範圍！

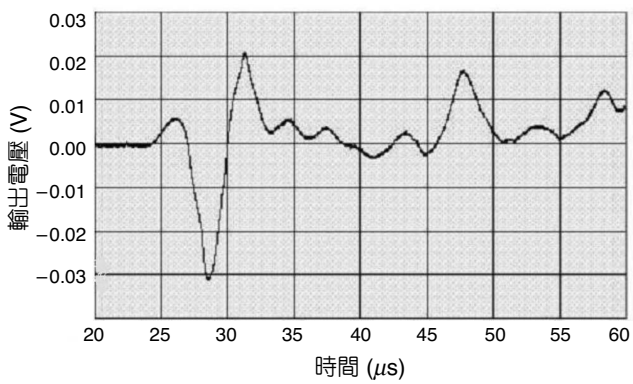


圖 13.132
鋼珠敲擊半無限域鋼台時，鋼台上超音波感測器量到之暫態彈性波訊號。

誠如本書先前微機電系統技術之介紹，半導體微感測器一直朝向小尺寸 (高強度)、高頻寬與低價位的方向發展，極適用於此處暫態彈性波撞擊之嚴苛環境。而半導體微型感測器依感測原理有電容式、壓電式、壓阻式三類。一般而言，電容式需要微小電容感測電路之輔助設計能力，進入門檻不低。壓電式則因為矽半導體本身不是壓電材料，故需要額外仰賴壓電材料 (例如 PZT、ZnO) 之鍍膜技術，而壓電材料之鍍膜製程，卻常牽涉到與半導體製程是否相容 (compatible) 的困難。第三類的壓阻式感測器則是較主要且已經廣泛應用之類型，尤其在壓力與加速度之量測上[187]，已達成熟普遍的實用境地。此處採用圖 13.133 之美國 SMI 公司壓力計晶片，進行封裝整合。

圖 13.133
應用於本文之壓阻式壓力感測器晶片 (美國 SMI 公司製作)，其全部晶片面積只有 1.8 mm 的見方；其中央薄膜結構 (以方框虛線標出) 上的四個壓電阻 (以圓框標出) 連接成一個惠氏電橋 (Wheatstone bridge)。

(3) 微感測器與撞擊鋼珠之黏合封裝

應用毫米級小尺寸的壓阻式感測器在實際大尺寸的工程量測上，另一要緊的是如何採用合適的整合封裝 (packaging) 方式，以便鋼珠撞擊產生的彈性波直接由鋼珠撞擊點傳至微感測器的壓電阻感測部位，而不為感測器整體包裝濾除 (一般的機械封裝對於訊號而言都是低通濾波器 (low-pass filter))。此地的包裝方式如圖 13.134 所示。其主要的精神在於將壓阻式壓力計晶片「直接接觸」固定在撞擊鋼珠的頂端，來降低因封裝所造成之濾波效果。說明如下。

壓力計晶片首先必須黏於特製的印刷電路板 (PCB) 上進行打線 (wire-bonding，線徑 1.25 mil)，使訊號經由 PCB 電路板對外連接。打線後，先以環氧樹脂 (epoxy，凝固後極堅硬) 小心塗覆在感測器晶片周圍細微的打線線路上，避免 1.25 mil 的鋁線因往後不當之碰觸而斷線。然後再將壓力計晶片模組 (連帶 PCB 電路板) 倒扣固定在 6 mm 直徑的撞擊鋼珠上。

在灌注環氧樹脂膠於封裝接觸部分周圍之前，注意須用另一直徑 0.5 mm 的原子筆小鋼珠，置於壓力計感測薄膜與撞擊鋼珠之間，一則有墊高效果，保護打線頭端附近不會因碰撞而斷路；二則希望撞擊之彈性波可順利由 6 mm 鋼珠經 0.5 mm 小鋼珠，而傳到微感測器中。最後再將環氧樹脂膠灌注在撞擊鋼珠與微感測器封裝接觸的周圍，待其乾固後備用。

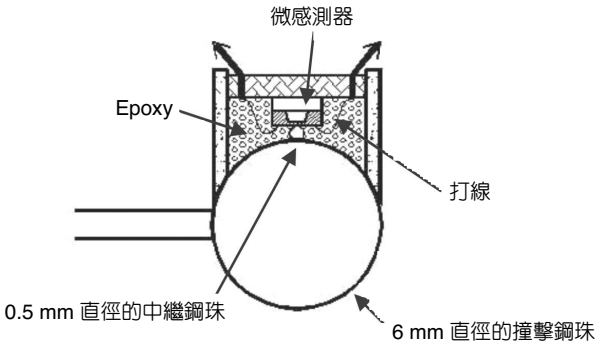


圖 13.134
壓阻式力感測器的包裝方式；下方鋼珠的直徑是 6 mm；圖中央封裝介面的小鋼珠直徑為 0.5 mm；包裝圖形上端之兩只箭頭代表惠氏電橋的直流偏壓輸入與訊號輸出。實際封裝時，是按本圖顛倒的景象實施。

(4) 時間原點測定實驗之結果

封裝妥微感測器之撞擊鋼珠的輸出訊號，採用工作頻寬範圍達 0.5 GHz 的高速示波器 (LeCroy-9314L oscilloscope) 進行訊號之擷取，整體實驗配置如圖 13.135。首先將壓阻式微感測器之壓電阻惠氏電橋 (Wheatstone bridge) 施以 1 V 偏壓，實施鋼珠撞擊初步測試，證實輸出訊號存在無誤，再進行偵測時間原點之實驗。實驗實景如圖 13.136。

圖 13.136 中顯示之彈性波平台並非混凝土，而採鋼台結構，這是為了以「短路觸發」作為時間原點的校正依據的方式。等待撞擊鋼珠上之微感測器測試無誤，並對於其「落後」「短路觸發」之時間差 (time lag) 弄清楚之後 (該時間差只與鋼珠封裝的材質與幾何構型有關)，便可改回實際的混凝土平台進行測試。至於「短路觸發」之做法極為單純，係直接以由電池分壓 0.2 V，一端接在鋼珠，一端接在鋼台而得。圖 13.137 是鋼珠敲擊實驗之訊號輸出圖。

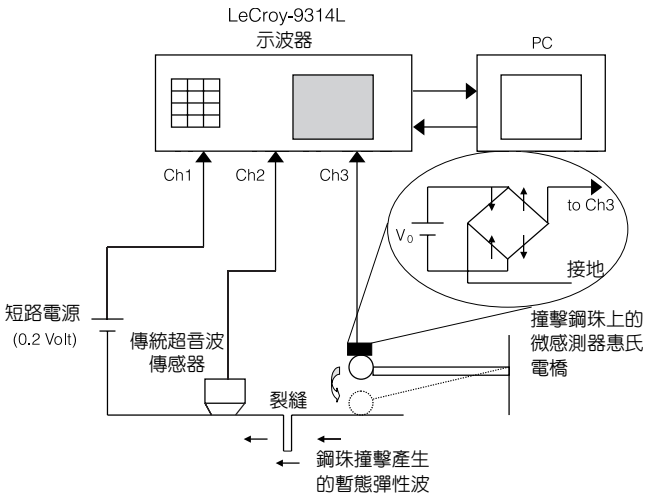


圖 13.135
利用已封裝感測器之撞擊鋼珠，進行撞擊起始時間測定之實驗配置。

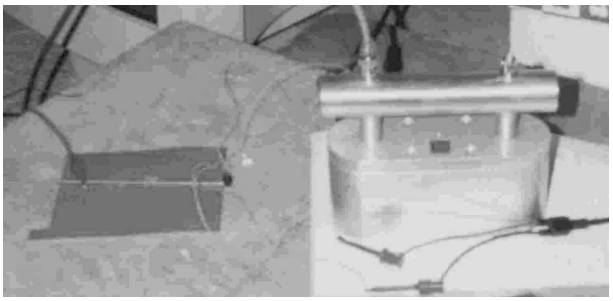


圖 13.136
圖 13.135 實驗配置中之部分零組件實況：左側為已經封裝感測器之撞擊鋼珠與其支撐桿；右側則為一般應用在混凝土表面裂縫偵測的超音波感測器模組。

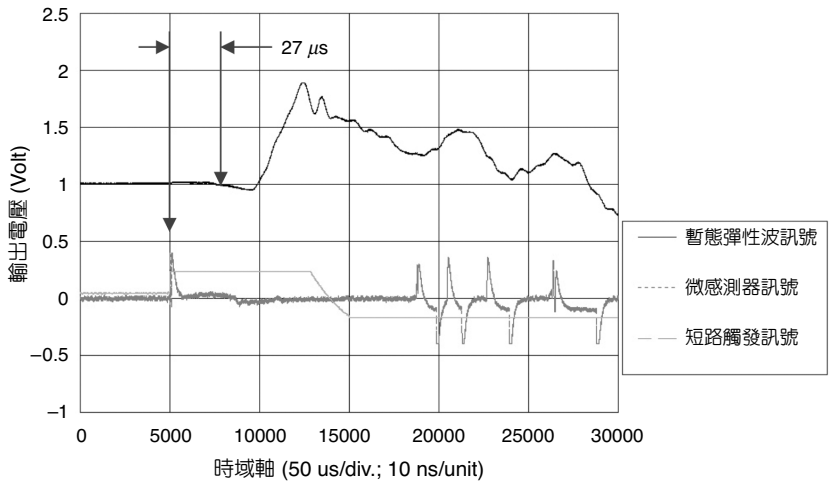


圖 13.137「鋼台上超音波探頭 (transient elastic wave)」、「鋼珠上微感測器之訊號輸出 (sensor trigger)」與「鋼台與鋼珠短路觸發訊號 (short-circuit trigger)」之同時抓取，並以「鋼台與鋼珠短路觸發」作為觸發點 (因其為最初最快輸出的訊號)。圖中左箭頭指出鋼珠撞擊的瞬間，右箭頭代表撞擊引起的暫態彈性波到達了超音波感測器之所在，二者相差 27 微秒。

圖 13.138 是圖 13.137 短路觸發瞬間之訊號放大圖，用以標定校正微感測器輸出訊號與「短路觸發」之時間差。圖 13.138 顯示，封裝後之「壓電阻輸出訊號」不僅與「鋼台與鋼珠短路觸發」訊號幾乎相近，甚至還領先 40 毫微秒 (nano-second)！經進一步分析，研判該「壓電阻輸出訊號」(約 400 mV) 肇因於撞擊前之瞬間加速度變化，而不是因為撞擊彈性波帶來之壓阻訊號輸出 (約在數十 mV 的範圍且落後數微秒)。由於該時間差訊號只有毫微秒的時間數量級，遠小於本彈性波課題的微米時間數量級，故從工程的觀點來看，直接把微感測器的輸出訊號當作鋼珠撞擊時間原點，屬合理且有效的做法。

本微感測器技術於土木檢測的應用，除了顯現微感測器尺寸小、功能強的特性，也揭示了合適的封裝技術開發是微機電技術應用發展的一大關鍵課題。

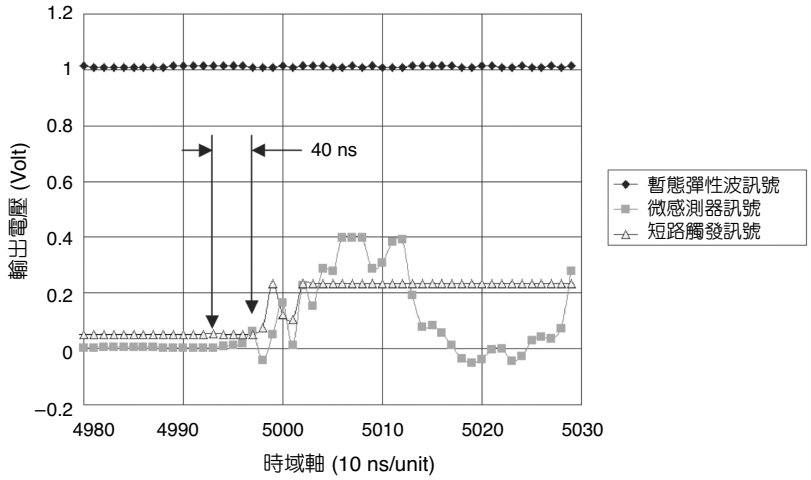


圖 13.138 鋼珠撞擊鋼台起始瞬間 0.5 微秒內的輸出訊號圖 (圖 13.137 起始部分的放大圖)。圖中右箭頭代表由短路觸發所偵測的鋼珠撞擊瞬間，左箭頭代表壓阻式感測器在撞擊之前便已經感知到撞擊鋼珠加速度變化的訊號輸出，二者相差僅僅 40 毫微秒，遠小於暫態彈性波問題的時間尺度。

13.4.3 生命科學及食品科學範疇之應用

(1) 前言

微機電系統在生命科學及食品科學領域之應用，首推生物晶片之發展。生物晶片係利用微機電及相關微細加工技術，將生物分子固定於玻璃、矽晶片、塑膠[188] 等材質之基板上而構成者，其目的為在該等晶片上進行生物識別反應，而達成定性或定量之檢測。

過去生物晶片之研究開發主要集中應用於生命科學相關研究，包括癌症篩檢與藥物安全評估[189]、疾病診斷與新藥開發[188] 等諸多應用。至於食品科學方面之應用，其急迫性雖不如大多數生醫檢測直接與生命安全相關，但是被污染的食品卻是許多疾病之致病原因，因此，食品污染物之分析檢測應該和生命科學相關研究一樣受到重視。

根據 2001 年體外檢測試劑雜誌 (IVD Technology) 指出，除了生醫檢測外，食品安全檢測為體外檢測試劑最具潛力之用途，每年全球市場需求之食品安全檢測數量高達 4 億 2 千萬次[190]。以美國市場為例，1999 年全年微生物檢測試劑之使用量為 1.44 億劑，較 1998 年成長 23%，這些數目尚不包含食品添加物及農藥殘留物的分析檢測部分。除了食品安全檢測外，最近經常發生口蹄疫、禽流感及狂牛症等傳染疾病，只要少數幾個案例即造成全國甚至全世界之恐慌，因此酪農、養殖戶及農畜牧業者，對於家禽、家畜及禽畜產品之分析檢測愈來愈積極，也是一個深具潛力之市場。依據統計，僅美國市場每年就有一億頭牛之消費胃納，若再加上其它禽畜數目，每年禽畜產品之分析檢測試劑與器材的市場規模的確相當可觀。

第 13.4.3 節作者為陳建源先生及張谷昇先生。

(2) 食品安全檢測之主要問題

生物晶片中提供生物識別之對象可以為基因[191,192]、蛋白質[193-195]，或是病毒、微生物等。但是由於食品成分非常複雜，僅就外觀就可見有固態、液態、黏稠態、凝膠態，以及含顆粒之懸浮態等區別，因此，有些樣品必須透過一連串前處理程序，才能進行分析檢測。這些前處理程序可歸納為：① 樣品處理：包括打碎、均質、過濾、離心等步驟。② 將目標基因放大[196]、將目標微生物增殖，或提高目標成分濃度以利於結果之判讀。例如基因之聚合酶鏈鎖反應 (polymerase chain reaction, PCR)、微生物之平皿培養、限外過濾濃縮等。③ 最後則是利用光學或電化學等方法將反應結果以物理訊號表現出來作為判讀之依據：反應模式可能包括化學反應、酵素反應、親和性免疫反應或 DNA 雜交反應等，表現信號則常見電流、電位、吸光度、穿透率、振盪頻率及折射係數等。

針對上述各種程序及情況，目前已常見各種單一功能晶片之發展，而最終目標是要將整個分析過程 (包含樣品處理、反應監控、結果檢測) 集中在一個晶片上進行完成，亦即所謂具備完整實驗室功能之微縮晶片 (lab-on-a-chip)。預期不久的將來，生物晶片將會廣泛應用於日常生活中的各式分析檢測，例如應用於食物中毒成分及微生物之檢測、食物污染成分之檢測，甚至可應用於基因改造食品之檢測等。

(3) 食品安全檢測用生物晶片[197]

① 樣品處理晶片

傳統化學或生化反應之監控與檢測，往往必須在實驗室中使用大型實驗器材才能完成。若於晶片上利用光刻技術 (photolithography) 製成毛細輸送管道，再利用微機電製程構築進料、混合、加熱等操作單元，使樣品於毛細管道中進行分離、混合、培養、加熱等反應，即可發揮等同於實驗室中大型實驗器材之功能。例如應用於樣品處理程序之微過濾分離晶片 (microfiltrational separation chip) 以及毛細電泳晶片 (capillary electrophoresis chip) 等，都是常見實例。

微過濾分離晶片：食品樣品一般都包含複雜成分，進行分析前常有必要對樣品進行離心或過濾等處理，傳統方法常採用離心機、過濾膜等器材來達成離心及過濾之目的，若利用微機電製程，則可製成三度空間的過濾器。微過濾分離晶片是在矽晶片上蝕刻出各種形狀的過濾通道，通道一般為數微米大小，然後在矽片上黏合玻璃蓋片而完成。目前這種微過濾器主要用於血球之過濾分離[197]，亦即根據人類白血球的尺寸比紅血球大的特點，適當控制過濾通道尺寸，使人類血液流過微過濾器時只讓血漿和尺寸較小的紅血球及血小板通過，尺寸較大的白血球即被攔截分離。

毛細電泳晶片：若使微生物或病毒處於同一交變電場中，由於它們的介電性質不同，所受的介電力大小也將不同，因而可以藉由選擇適當的懸浮液及電場，使它們的電極化程度異於周圍懸浮液，當它們處於不均勻電場中時，就會分別移到電場強度各不相同的區域，如此即可將各種微生物從檢品中分離出來。

② 微形聚合酶鏈鎖反應晶片 (mini polymerase chain reaction chip)

聚合酶鏈反應 (polymerase chain reaction, PCR) 技術是 1984 年美國穆里斯 (Kary Mullis) 等人開發之一種專利技術，此方法能快速簡便的大量複製特定的 DNA 片段。其基本方法是以人工合成之一對寡核苷酸為引子 (primer)，在 dNTP 存在下，重複進行 (1) 高溫將 DNA 變性、(2) 回溫使模板與引子靠合、(3) 引子延伸等三階段並循環多次，即可將特定的 DNA 片段大量複製。

聚合酶鏈鎖反應儀器必須提供週而復始的升溫與降溫功能，市售產品若體積過於龐大則只能適合於實驗室使用。近來有關聚合酶鏈鎖反應儀器研究之趨勢則係利用微機電製程於石英晶片上刻蝕出微細的通道[198-201]，並在其底部或反面製作微型電極陣列或附加加熱器組。藉由調控施加於電極或加熱器組的電壓，使反應槽內的溫度得到精確的控制，形成核酸擴增反應所需的溫度時間譜，及可提供等同於市售聚合酶鏈鎖反應器之功能。例如可於通道上每間格一個區段塗覆白金[202] 或氧化銦錫 (iodium-tin-oxide)[203] 等薄膜來提供加熱功能，當樣品通過此通道即完成連續加熱及冷卻之聚合酶鏈鎖反應。依此方式建構之反應系統只需要數平方公分大小，具備體積小、表面積大、反應槽溫度升降迅速、操控準確之優點，通常需時數十分鐘的 PCR 反應在晶片上可縮短至十餘分鐘內完成，如此不僅可縮短反應時間，並可符合操作簡便、攜帶容易之需求。

③ 分析檢測晶片

常見之分析檢測晶片包括 DNA 晶片 (DNA chip) 及蛋白質晶片 (protein chip) 兩大類，係以 DNA 分子互補兩股間之雜交以及蛋白質分子之專一性催化能力或專一性結合特性為基礎。

・微陣列 DNA 晶片

DNA 晶片又稱基因晶片，係利用 DNA 分子互補兩股間之雜交反應配合螢光或呈色系統所構成。通常使用一段已知序列之核酸為探針，將其整齊固定排列在晶片上，使之和具有互補序列的核酸片段發生雜交結合反應，藉此進行樣品之定性及定量檢驗分析。其優點是可針對多種不同標的物同時進行檢測分析，可大幅節省操作時間。其操作步驟示如表 13.11。

表 13.11 DNA 晶片之操作步驟及種類[188]。

操作步驟	種類
探針種類	寡核苷酸、cDNAs、染色體、小器官
晶片製作方法	光刻法、噴墨、點樣法
標的物種類	RNA、cDNA
定量方法	雜交、質譜儀、電泳、螢光儀、聚合酶鏈反應系統
結果判讀	螢光、電導法、電泳、質譜儀

常用於構築 DNA 晶片之核酸探針包括寡核苷酸 (oligo-nucleotide)、互補 DNA (complemental DNA, cDNA)、染色體 (chromosome) 等，將探針固定在晶片上之製程技術包括下述三種。(1) 接觸式點樣法 (spotting on process)：將核酸探針以機械手臂快速、高密度的固定到載體基板上；這種高密度整齊排列的晶片，稱為微陣列晶片 (microarray chip)。製造上述微陣列晶片之技術，稱為微陣列技術，為最常用且簡便的 DNA 晶片製程技術。(2) 另一種 DNA 晶片之製備的方式是 Affymetrix 公司研發出的光蝕刻法與化學合成法相結合的光引導原位合成法 (light-directed synthesis process)：係利用半導體技術中的光微影術配合適當光罩，在晶片上做出微細結構的方格陣列，再利用 DNA 合成儀，配合光微影術將鹼基依序植入方格陣列中，直接在載體基板上之各陣列方格表面合成預定序列之寡核苷酸作為核酸探針。(3) 此外亦可應用噴墨 (ink-jet) 技術，將核酸探針噴灑固定到載體基板上之各陣列方格表面，以構築微陣列 DNA 晶片。樣品與微陣列 DNA 晶片上之核酸探針接觸後，樣品中存在之 DNA 若含有與核酸探針互補之序列即可相互結合，而其是否結合及其互補結合程度等結果之判讀，通常可利用螢光物質標識法、同位素標識法，以及呈色物質標識法等方法進行判讀。表 13.12 為目前市場上主要 DNA 晶片生產廠家、各廠家採用之晶片製程，以及其採用之結果判讀方法[204]。

DNA 晶片在分析去氧核糖核酸 (deoxyribonucleic acid, DNA) 序列之目的上是一種極有效的工具，而其微陣列呈高密度矩陣排列之所謂「高密度」 DNA 晶片，更能在短時間內快速且有效地分析檢測大量的 DNA 序列。在一片數釐米平方的矽晶片基板上，可製作出數萬個微反應方格陣列，並在每一個數微米之微反應方格中，分別植入不同序列的核酸探針。以這般高密度的 DNA 晶片利用雜交比對的方式來篩檢 DNA 序列，只需要極少量的檢體，並且在短時間內就可以有效檢驗為數眾多的 DNA 序列。

將上述 DNA 晶片應用於食品科學範疇，具有可同時檢測數種不同微生物的優點，不但大幅節省檢測時間，可更廣泛了解食品污染之實際情況。目前已成功應用此類技術及裝置，從混雜存在大腸桿菌的血液檢品中分離出細菌，經高電壓沖破細胞後得到 DNA，再以基因雜交晶片分析檢測，證實檢品中存在大腸桿菌的 DNA。

・微陣列蛋白質晶片

微陣列蛋白質晶片係以蛋白質為生物探針，整齊固定排列在晶片上進行抗原－抗體免疫反應，藉以達成定性及定量之目的。此類蛋白質晶片可用來檢測毒性物質及藥物，亦可用來檢測微生物菌體。如何獲得具備理想特性之蛋白質、如何將蛋白質固定黏附於晶片上之微反應方格表面，以及如何於固定過程中保有原始蛋白質之構形而能維持其專一反應特性與親合力，為構築此等微陣列蛋白質晶片之關鍵技術。

(4) 生物晶片於食品科學範疇之應用實例

生命科學和食品科學都與人類生活息息相關，後者之重要性比諸前者並不遜色，只是

表 13.12 主要 DNA 晶片生產廠商、晶片製程及結果判讀方法[204]。

公司名	產品名	晶片製程	結果判讀
Affymetrix, Santa Clara, California	GeneChip®	光刻法	螢光
Brax, Cambridge, UK		晶片外合成 寡核苷酸	質譜儀
Genometrix, The Woodlands, Texas	Universal Arrays™		
GENSET, Paris, France			
Hyseq, Sunnyvale, California	HyChip™	噴墨	同位素或螢光
Incyte Pharmaceuticals, Palo Alto, California	GEM	點樣法	同位素或螢光
Molecular Dynamics, Inc., Sunnyvale, California	Storm® FluorImager®	噴墨	螢光
Nanogen, San Diego, California	Semiconductor Microchip	噴墨	螢光
Protogene Laboratories, Palo Alto, California		噴墨	螢光
Sequenom, Hamburg, Germany, and San Diego, California	MassArray SpectroChip	噴墨	質譜儀
Synteni, Inc., Fremont, California	UniGEM™	噴墨	螢光

因為食品污染等問題對人類的危害性並不像疾病那麼直接，因此其重要性往往被忽略。但是很多疾病其實都是由飲食不當引起，因此，食品安全檢測應該和生醫檢測一樣受到重視。此外，因為食品污染物種類相當的繁雜，過去以較大型的生物感測器只針對單一項目的分析檢測無法符合需求，而以微細加工技術構築之生物感測晶片可同時在一個晶片上進行多項功能之分析檢測，只要生物分子設計得宜，此系統將可獲得多樣性、甚至全面性的分析檢測數據，更能符合食品安全檢測之目的。

① 引起食品中毒的因素及種類

引起食品中毒之因素及種類甚多，依中毒來源種類可大體區分成細菌性食物中毒、化學性食物中毒及黴菌毒素中毒等。

細菌引起之食物中毒可分為感染性食物中毒與毒素性食物中毒等兩類。感染性食物中毒係因為食用過多活菌，菌體於生物腸道內過度繁殖而致病。導致感染性食物中毒之微生物種類包括腸炎弧菌 (*Vibrio parahaemolytic*)、沙門氏菌 (*Samonella spp.*)、病原性大腸桿菌 (*Escherichia coli*) 以及赤痢菌 (*Shigella*) 等。毒素性食物中毒則係因為菌體於食物中繁殖並產生毒素，生物攝取過量毒素而中毒。常造成毒素性食物中毒之微生物包括金黃色葡萄球菌 (*Staphylococcus aureus*)、仙人掌桿菌 (*Bacillus cereus*)、肉毒桿菌 (*Clostridium botulinum*) 等，尤其肉毒桿菌毒素為神經毒，毒素由腸道吸收後隨血液傳到神經系統而導致中毒，症狀為呼吸麻痺及心跳停止，攝取量若超過 1 μg 即可能致命。

化學性食物中毒包含農藥、多氯聯苯 (polychlorinated biphenyls)、亞硝酸鹽 (sodium nitrite)、戴奧辛 (dioxin)、食品加熱裂解產物、油脂氧化產物，以及其他非法添加物等。這些毒性物質或會產生神經毒素，或為強烈之致癌劑。通常這些毒性物質在農作物或海產中累積，隨後被食用而攝入生物體內，又因為其不易溶解於水中，故難經由體內代謝途徑排出，而在體內累積不容易被排出，因而造成慢性食物中毒，亦因此這些毒性物質導致之食品中毒症狀通常不易治療。

黴菌毒素係由黴菌所產生之毒素，包括由黃麴菌屬 (*Aspergillus*) 所產生的黃麴毒素 (*Aflatoxin*)、青黴菌屬 (*Penicillium*) 引起的黃變米毒素 (yellow rice toxin)，以及紅黴菌屬 (*Fusarium*) 引起之紅黴毒素等，其中尤其是黃麴毒素最受矚目[205]。係因黴菌生長於例如玉米、稻米、花生以及豆類等含高碳水化合物之穀類中，當環境適合時即產生毒素。這些黴菌毒素或具有強烈致癌作用，或導致腎臟功能障礙，其中又以黃麴毒素為害最為嚴重，它是強烈的致癌物質，因其本身無臭無味，食用時難以察覺。另一方面，這些黴菌通常是相當穩定的有機化合物，一般加工方法無法將其破壞，目前也無有效的方法能夠順利將其從污染物中移除。

② 微生物性食物中毒之檢測

隨著消費層次提高，飲食目的由飽足進一步提升成為一種享受，餐飲業因而蓬勃發展。然而一般攤販及餐廳或因設備不佳，或因衛生常識不足，稍有疏忽就常造成食物中毒。微生物及其產生的毒素為主要食品中毒的原因，常造成食物中毒之微生物包括腸炎弧菌、金黃色葡萄球菌、仙人掌桿菌、沙門氏菌、病原性大腸桿菌以及肉毒桿菌等，如前所述。其中腸炎弧菌、沙門氏菌以及病原性大腸桿菌為感染型微生物，主要致病原因為菌體本身，有必要檢測食品中這些菌體之含量。而金黃色葡萄球菌、仙人掌桿菌以及肉毒桿菌等之主要致病原因為菌體所分泌之毒素，所以除了監控菌體濃度外，有必要同時檢測彼等所分泌之毒素。

傳統微生物之檢測方法必須經過一至兩天的增殖、篩選分離以及生化鑑定等繁雜步驟，除了需要專業熟練人力與器材外，還需要耗費一到二週的時間方能得到檢測結果，衛生稽查單位縱使有能力負擔檢測重任，卻常因操作繁雜、曠日廢時而緩不濟急。

近來應用表面電漿共振技術 (SPR) 或微量天平技術構築之生物感測器被廣泛使用於這些食物中毒成因微生物之檢測[206-211]，這些檢測系統無論在檢測之靈敏度或再現性皆能符合實際應用之需求。然而該等生物感測器通常體積過於龐大，使其實用性受到相當限制，因此微小檢測系統之開發深受期待[212]。

隨著微細加工與上述生物感測技術互相結合，某些微生物已可在微電極表面進行檢測。例如 Gau 等利用微型電化學電極與 DNA 雜交技術互相結合[213]，構築大腸桿菌的微型檢測系統，將單股 DNAl (ssDNA) 固定於於微型電化學電極表面，去捕捉大腸桿菌的核糖體 RNA (rRNA)，再利用帶有辣根過氧化酶 (horseradish peroxide) 的檢測 DNA 與被捕捉的大腸桿菌核糖體 RNA 結合，當加入固定濃度之過氧化氫時，由化學電極產生的電流大小將與大腸桿菌之濃度成正相關，即可有效定量大腸桿菌之存在濃度。此檢測方法所需的樣品量只需要數 μL，而檢測僅需時 40 分鐘，經由適當 DNA 之選用，相同技術亦可應用於其他微生物之檢測。表面電漿共振系統常被用來進行親和性檢測，但因光進行路徑較長等問題，使得檢測機器體積龐大，因此有學者利用導波管 (optical waveguide) 及光纖 (optical fiber) 等來構築微小光學檢測系統[214,215]。Naimushin 等則使用微小化的表面電漿共振儀來檢測金黃色葡萄球菌的 B 型腸毒素 (*Staphylococcus aureus* enterotoxin B)，只要將金黃色葡萄球菌的毒素進行動物免疫生產抗體，再利用毒素與抗體間親和性結合造成光學折射角的改變，即可用來檢測毒素之濃度。此系統可在 10 分鐘內完成毒素檢測，其靈敏度為 10 ng/mL。此系統不但可以再生使用，而且可穩定使用一個月以上[216]。此外，Ogert 等則利用光纖感測器檢測食品中的肉毒桿菌毒素[207]。

③ 化學性食物中毒之檢測

除了細菌以外，由於環境污染及藥劑之不當使用，不論海產類或動植物來源之食品中，常累積相當高濃度的食品污染物。這些污染物包括毒菇、河豚毒、毒魚貝等來源之天然毒性物質、非法添加物、多氯聯苯、黃麴毒素等毒性物質，以及農藥、抗生素等藥劑殘留物等。這些毒性物質或導致急性神經毒害，或累積於體內導致慢性毒害，甚至導致嚴重之致癌性。因此，針對食品可能存在之各種毒性物質之檢測刻不容緩。然而天然毒物之檢測需要各種複雜之樣品處理步驟，以及例如氣相分析儀、高效能液相分析儀等昂貴的檢測儀器，而且一次僅能針對一種單一毒物進行檢測，在實用上受到相當程度之限制。

針對上述食物中毒相關因素之分析檢測，目前仍以發展各種適用之生物感測器為主。有關上述食品污染物之檢測方法包括：文獻 217 將乙醯膽鹼酯酶 (acetylcholinesterase) 與膽鹼氧化酶共同固定於微型過氧化氫電極，當加入固定濃度的乙醯膽鹼時，乙醯膽鹼被乙醯膽鹼酯酶催化水解生成膽鹼，生成之膽鹼隨後被膽鹼氧化酶催化進行氧化反應而產生過氧化氫，利用微型過氧化氫電極即可檢測過氧化氫生成之濃度。當樣品中含有有機磷或胺基甲酸鹽等農藥時，乙醯膽鹼酯酶會被抑制而影響過氧化氫之生成，利用此原理即可檢測食品之有機磷或胺基甲酸鹽等農藥之殘留濃度，該檢測系統之靈敏度可達千萬分之一 (ppb)，

符合實際應用之需求。文獻 218 則利用氯黴素生產單株抗體，並將單株抗體固定於石英振盪晶片表面，利用氯黴素與其抗體結合導致之重量變化造成之振頻移差來檢測食品中氯黴素濃度。Daly 等利用表面電漿共振儀針對黃麴毒素 B1 進行檢測，只需數 μL 樣品即可進行檢測，樣品無需複雜的前處理，感測器能重複使用[219]。

至於其他的污染物的檢測，只要將標的成分物質進行動物免疫，製取反應特性能夠滿足檢測需求之抗體，再透過親和性感測器 (affinity sensor) 即可得到檢測結果。目前已成功上市的例子包括瑞典 Biacore 公司之表面電漿共振器 (BIAcore 2000™)、英國 Affinity Sensors 公司之表面電漿共振器 (IAsys)、美國 Universal Sensors 公司的石英振盪感測器 (piezoimmunosensor) 等[220]。然而這些儀器屬於較大型儀器，而且只能針對單一成分進行檢測，日後研究方向當以多功能及小型的檢測系統為主。

目前對於多功能檢測系統的研究仍以醫學診斷為主，例如以表面電漿共振器構築癌症標記多功能檢測系統[221]。依據相同構想，若將常見的微生物毒素、農藥殘留或其他化學性食品污染物的辨識分子放在一個晶片上，則可在一個晶片上進行多項功能之檢測，只要生物分子設計得宜，此系統將可獲得全面性的實驗數據。此外，此技術之分析速度快，且只需要少許的樣品即可得到可信度及精確性相當高的分析結果，相對於過去一次試驗必須花費一到二週時間之傳統方法而言，這種檢測系統操作相當簡便快速，可充分滿足實際應用之需求。類似系統將可提供衛生主管單位作為食品衛生稽查的工具，同時也提供餐飲業者或食品業者自我管理的依據，此系統亦可應用基因改造食品之檢測。

(5) 多陣列式人工鼻之應用

除了生物晶片外，人工鼻氣體感測器 (artificial nose gas sensor) 在食品科學方面也有其適用範疇。人工鼻氣體感測器是利用一組多陣列式表面聲波器 (SAW) 或壓電晶體當做訊號轉換器 (transducer) 構築而成之分子辨識 (molecular recognition) 儀器。其檢測原理係將食品中較常產生臭味或芳香味之各類物質的特定受體蛋白吸附於各表面聲波器上，當檢測氣體與特定受體蛋白表面聲波器產生吸附作用時，對表面聲波器造成之振動頻率移差藉電腦程式來格式化以產生精確如指紋般的特定圖譜，可用來鑑定該氣味之屬性。此感測器可應用之範圍包括食品芳香成分之分析 (例如茶葉、咖啡及香料等之品質分析)、加工過程之品質監控 (如酒類發酵過程酒精度及脂肪酸成分之監控)、食品腐敗之檢測 (如魚類鮮度檢測及牛奶腐敗檢測等)。

① 食品香味分析

使用表面聲波器製成之人工鼻檢測儀器可檢測食品中常用之單體香料，以鑑別香味的屬性，係結合多變量統計分析以進行判別區分。根據文獻 222 顯示，其結果與人為之官能屬性分析具有極佳之相關性，顯示人工鼻檢測儀器具有辨別氣味屬性之能力；且此感測器

可對乙酸丁酯、乙酸辛酯、乙酸庚酯、乙酸丙酯、乙酸乙酯、順-3-己酸乙酯、反-2-己醇、3-己醇、2-壬醇、2-壬酮、2-葵酮、2-十一酮等單體香料主成分進行分析，結果與人類嗅覺閾值之間呈良好線性關係。此外，此人工鼻檢測儀亦可應用於茶葉品質量化之研究，以六角形圖譜表示法可以針對不同種類、不同等級茶葉做有效之區別。

② 發酵過程產物之監控

利用人工鼻檢測儀器可分析揮發性發酵產物，當發酵之目標產物為揮發性成分 (例如揮發性脂肪酸) 時，則可用此檢測系統來篩選高產量菌株。進一步可用此系統來監控發酵過程產物濃度，當做製程控制之參考。文獻 223 利用人工鼻分析茶葉於萎凋過程香味之變化，並作為茶葉製造過程中的監測指標。文獻 224 則利用此系統區分不同季節之茶葉。

③ 食品腐敗檢測

傳統上，食品加工廠對常溫流通之包裝食品或飲料，在完成製程之最後殺菌步驟後，通常會放置於廠內一段時間，然後再抽樣開封檢查產品是否發生污染或腐敗，之後才出貨銷售。微生物腐敗過程主要是將蛋白質分解成吲哚 (indole)、蛋白腖 (peptone) 以及氨氣等揮發性氣體，傳統上常以氣相層析儀檢測包裝飲料上部空間之氣體，以了解其是否腐敗及其敗壞程度，並提供相當準確之科學數據。但層析儀須由熟練專業人員操作、測定程序耗時費事、設備及操作費用高，樣品需經濃縮抽取或化學修飾等步驟。文獻 225 改採用人工鼻檢測系統來檢測包裝飲料之品質，在飲料中以人工導入污染菌，第三天即可由感測器發現其氣味改變。該檢測技術及設備大幅簡化食品腐敗的檢測程序，對於食品品質之提升與保證貢獻卓著。

④ 水產食品原料之品質管制

對水產加工產業而言，水產原料之新鮮度是影響產品品質最重要因素之一。例如魚類死亡後若未以低溫凍藏等方式貯存，會因蛋白質水解及脂質氧化，新鮮度將迅速降低而極易發生腐敗現象。

傳統鑑定魚類新鮮度之方法，包括感官學、物理學及化學等方法，例如觀察魚眼之清淨程度、魚鰓之鮮紅程度、魚鱗之光澤程度、魚肉之彈性等感官或物理學方法，以及量測腺嘌呤核苷三磷酸 (ATP) 降解關聯產物、揮發性鹽基態氮 (volatile basic nitrogen, VBN)、組織胺 (histamin) 等項目之化學或生物化學方法等。前述感官或物理學方法較不易獲得量化之精確數據，化學或生物化學方法雖能得到量化之精確數據，但仍無法十足顯示實際新鮮度狀態。Manuela 等人則採用人工鼻檢測系統，由海產食品原料貯存中之風味變化，透過人工鼻檢測系統之電腦圖譜進行判別，可供作新鮮度品質判定之參考[226]。

13.4.4 教育與娛樂產品之應用

(1) 電腦遊戲搖桿

隨著電腦軟硬體技術的快速發展，傳統的電腦遊戲軟體也正逐步進入新的境界。包括 3D 動畫、虛擬實境畫面以及立體音效等技術的使用，均帶給遊戲玩家前所未有的真實感。相對的，為了配合逼真的遊戲效果，新一代的遊戲搖桿 (joystick) 也是頂級玩家不可或缺的配備；而這種具有多自由度 (DOF) 及操作力回饋的輸入裝置，就包含有微機電的技術與元件。傳統的搖桿需要使用電位計 (potentiometer)、液位傾斜感測器 (liquid level tilt sensor)、磁性感測器 (magnetic sensor) 及開關 (switch) 等零組件；而新一代的輸入裝置則使用矽半導體製程的運動感測器 (motion sensor)，不但價格更低廉、體積更小，也能提供像 360 度旋轉等新的輸入功能。搖桿在利用微機電技術所製造的加速度計 (accelerometer，可以感測線性運動) 及陀螺儀 (gyroscope，可以偵測旋轉角度) 後，可以提供遊戲操作者頭、手、身體等部位的動作追蹤功能；而在搭配頭戴式顯示器 (head mounted display) 後，更能提供 3 或 6 個自由度的資料輸入功能[227]。

(2) PDA 資訊輸入

個人數位助理 (PDA) 是近年來一項新的熱門產品，因為小巧輕便，十分受到歡迎。但是您是否會覺得除了使用觸控筆及語音輸入外，好像還缺少一些更方便的輸入方法呢？就像前述的遊戲搖桿，PDA 也可以結合以微機電技術製作的運動感測器，能夠自行偵測目前的位置，並藉由 PDA 運動狀態的改變來進行資訊輸入 (圖 13.139)。這一類的小型螢幕輸入介面 (tilting interface for small screen computer) 使用微型陀螺儀來偵測 PDA 的旋轉角度，以作為資料輸入的參考。使用這種輸入方法的最大好處是可以單手操作，非常適合一些小型的掌上型資訊產品使用[228]。

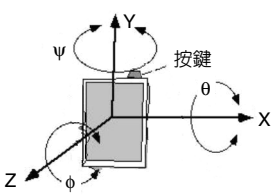


圖 13.139
利用旋轉輸入資料的 PDA。

(3) 數位資訊儲存

隨著資訊硬體技術的進步，包括數位相機、MP3 播放機等數位應用產品逐漸在市場上佔有一席之地。但是大多數使用者一定會希望自己的數位相機能多儲存幾張高畫質照片，或是 MP3 撥放機能多儲存幾首動聽的音樂。利用微機電技術所發展出的資訊儲存裝置

第 13.4.4 節作者為熊治民先生。

(MEMS-based storage) 將可以滿足使用者對大容量資料儲存裝置的需求。經由磁性紀錄材料與數以千計的微型讀寫頭，新的資料儲存裝置可以在 1 平方公分大小的面積上儲存 1－10 GB 的資料。此外，以 CMOS 技術為基礎的 MEMS 裝置，可以將某些處理晶片 (例如 MPEG 解碼器) 與資料儲存裝置整合在同一個晶片上，進而提升性能、降低裝置耗電量及製造成本[229]。

(4) DLP 投影機

數位光學處理技術 (digital light processing, DLP) 是 Texas Instruments 在 1987 年所發展的一種數位微鏡面元件 (digital micromirror device, DMD)，目前已經商業化，可用於投影機與投影電視上。DMD 是一種十分微小的光學開關，大約是人類頭髮直徑的 1/50。在配合數位攝影機或圖形訊號、一組光源以及一組投射鏡後，便能將數位影像投射在螢幕上。DMD 是一種類似光學開關 (switch) 的微小裝置，因此當接受控制訊號，處於 on 狀態時，就能反射光線，並產生一個亮點；如果處於 off 狀態時，就無法反射光線，而產生一個暗點。而這種光學開關可以在一秒鐘內開、關數千次。利用不同的開關頻率，就能使不同的微光學裝置產生不同的灰度。在 DLP 投影機還裝有一種彩色轉盤 (color wheel)，能夠將白光源轉換成紅、藍、綠三種基本色光，並進一步合成出 16.7 百萬種以上的色彩。目前已經有許多公司推出利用 DLP 技術發展出可攜式的投影機與電視[230]。

(5) 遙控模型用陀螺儀

操作遙控模型飛機與直升機是一種十分有趣的活動。雖然其複雜程度不能與真的飛機相比，但是原理卻完全相同。一般的直升機在機身部分具有一個大直徑的主螺旋槳來產生升力與推力；機尾部分則有一個與地面垂直的小螺旋槳，其作用在抵消主螺旋槳的反轉扭矩，使機體能保持平穩 (圖 13.140)。在實際飛行時，飛機與直升機各種不同方向的分力與力矩都要維持適當配合，才能使飛行穩定。但是隨著氣流的變化，很難讓這種平衡狀態持續，因此就必須借助陀螺儀的力量，使機體自動維持在平衡狀態。例如遙控直升機可以利用陀螺儀來自動控制尾翼螺旋槳，維持機體的穩定，使機體不會一直旋轉。遙控飛機也可

圖 13.140
裝置有微型陀螺儀的遙控模型直升機。

以利用陀螺儀來保持機體在俯仰與側傾方向的穩定。目前許多遙控飛機與直升機所使用的小型陀螺儀也是利用微機電技術所製造的。例如日本 Futaba 公司所生產的 GY240 與 GY401 型陀螺儀，其外觀尺寸約為 $27 \times 27 \times 20$ mm^3，重量不到 30 g，是典型的遙控直升機用微型陀螺儀的代表作[231,232]。

(6) 運動訓練分析

運動訓練是一項十分艱苦的過程，選手與教練都必須在不斷重複的訓練過程中找出最佳的肢體運動模式，以創造出更好的新紀錄。隨著技術的進步，運動教練也使用許多儀器來協助進行訓練。通常教練會希望知道選手在運動過程中身體肌肉用力的狀況，以及手、腳或其他身體部位的位置是否適當等，如此才能協助選手進行正確的訓練修正。例如透過高速攝影機能觀察出選手的姿勢是否正確；但是如何能知道選手的出力是否適當，時機是否正確呢？微機電技術所製作的各類感側器就是一項十分有用的儀器。例如在培訓划船選手時，教練分別在每個選手的坐墊、肩部與手掌外側安置微型加速度計，將選手練習時的資訊紀錄下來。如此不但能分析每個選手的運動姿勢是否在最佳狀態、出力是否正確，還能分析各選手在訓練時的一致性，以作為訓練調整的參考[233]。

(7) 跑步速度與距離測量器

美國 Nike 公司以銷售球鞋出名，但是該公司也銷售一些利用微機電元件所設計的運動產品。例如 Nike SDM Triax 100 型監測器，內建有以微機電技術所製造的加速度計，可以精確的量測跑者的速度與距離。美國 FitSense 公司的 FS-1 也具有類似的功能。FS-1 具有兩個主要的元件，一個是類似豆莢的微小裝置，可以固定在跑者球鞋的鞋帶上。在這個裝置中含有微型加速度計，可以偵測跑者的運動狀況，並將所量測的訊號經由無線傳輸裝置傳送到跑者手腕上的手錶型顯示器上。因為使用微機電技術，這個運動感測器的尺寸很小，重量只有 1.7 盎司，所以並不會妨礙跑者運動。另一個元件則是具有 LCD 顯示功能的手錶型顯示器，可以接收訊息，提供跑者即時的速度與距離資訊。這種輕便型的速度與距離監測器對於需要在特定時間內、完成特定距離跑步的運動選手或使用者而言，是十分方便有用的。因為他們可以在不需要事先知道特定距離的狀況下，精確的計算自己跑步的速度與距離，以方便控制步伐或運動量[234,235]。

(8) 個人用機器人

工業用機器人 (industrial robot) 問世已經超過 40 年了，目前全球大約有接近 1 百萬台的工業機器人在運作中。而在經過不斷的研究與改良後，最近幾年一個新的機器人市場開始興起。與原來人們印象中又大又笨重的機械手臂式工業機器人不同，這類新型機器人有各種不同的造型，例如像一個會自己移動的吸塵器，或是會對你搖頭擺尾的機器小狗，或是一隻像蜈蚣、有許多對腳的機器昆蟲，甚至是只有兩個輪子的個人交通工具「薑

(Segway)」。這類新型機器人通稱為「個人用機器人 (personal robot)」[236]。

在個人用機器人的發展中，有不少使用微機電技術的元件。例如負責維持機器人平衡的微型陀螺與加速度計、負責接收外界聲音的高感度微型麥克風，或是控制機器人功能的無線傳輸通訊系統等。隨著各種不同功能新產品的問世，將會有更多的微機電裝置被應用在個人用機器人上。

1999 年，Sony 公司將他們的第一代機器狗 ERS-111 Aibo 介紹給市場 (圖 13.141)，並立刻造成轟動。在短短的 18 個月中，Aibo 系列的機器狗銷售金額將近 2 億 5 千萬美金。雖然 Aibo 的外形與傳統觀念中的機器人相差甚遠，但卻是屬於標準的娛樂用機器人。Aibo 除了使用以微機電技術製作的陀螺儀外，還使人工智慧系統、影像辨視與追蹤裝置，以及眾多的運動關節，因此具有多達 20 個運動自由度[237]。

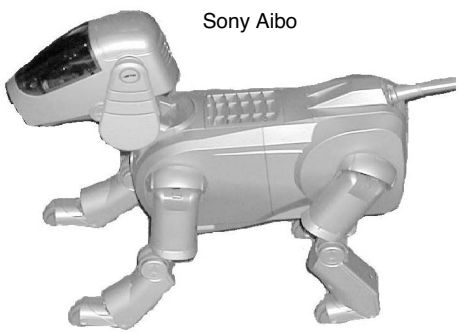


圖 13.141
Sony 公司生產的機器狗 Aibo。

參考文獻

1. Gregory T. A. Kovacs, *Micromachined Transducers Sourcebook*, McGraw-Hill, 468－474 (1998).
2. http://www.ti.com/corp/docs/company/history/dmd.shtml
3. D. M. Bloom, "The Grating Light Valve: Revolutionizing Display Technology," *Projection Displays III Symposium*, SPIE Proceedings Volume 3013, San Jose, CA (1997).
4. R. W. Corrigan, D. T. Amm, and C. S. Gudeman, "Grating Light Valve Technology for Projection Displays," *International Display Workshop*, Kobe, Japan (1998).
5. http://www.siliconlight.com/htmlpgs/glvtechframes/glvmainframeset.html
6. C. Marxer, P. Griss, and N. F. deRooij, *IEEE Photonic Technology Letters*, **11** (2), 233 (1999).
7. L.-S. Huang, S.-S. Lee, E. Motamedi, M. Wu, and C.-J. Kim, "MEMS Packaging for Micro Mirror Switches", *IEEE 48th Electronic Components & Technology Conference*, 592 (1998).
8. L.Y. Lin, and E. L. Goldstein, *Proc. IEEE Military Communications Conference*, **3**, 954 (1999).
9. 何亦平, 吳名清, 林弘毅, 方維倫, "創新殘餘應力微結構自組裝機構之研究", 奈米工程暨微系統技術研討會, 台南, P0-36 (2002).
10. 曾繁根, 黃海美, 林世章, 黃朝裕, 錢景常, 科儀新知, **23** (5), 14 (2002).

11. 曾繁根, 黃海美, 林世章, 黃朝裕, 錢景常, 科儀新知, **23** (5), 14 (2002).
12. D. Guschin, *et al., Analytical Biochemistry*, **250**, 203 (1997).
13. J. F. Mooney, A. J. Hunt, J. R. Mcintosh, C. A. Linberko, D. M. Walba, and C. T. Robers, " Patterning of Functional Antibodies and Other Proteins by Photolithography of Silane Monolayers", *Proc. Natl. Acad. Sci. USA 93*, 12287 (1996).
14. A. S. Blawas and W. M. Reichert, *Biomaterials*, **19**, 595 (1998).
15. S. Nilsson, C. Lager, T. Laurell, and S. Bimbaum, *Analytical Chemistry*, **67** (17), 3051 (1995).
16. H. Gruhler, N. Hey, M. Nuller, S. Bekesi, M. Freygang, H. Sandmaier, and R. Zengerle, *ASME MEMS*, **1**, 413 (1999).
17. B. D. Heil, C. Steinert, H. Sandmaier, and R. Zengrle, "A Tunable and Highly-Parallel Picoliter-Dispenser Based on Direct Liquid Displacement", *IEEE MEMS'02*, Las Vegas, Nevada, USA, 706 (2002).
18. R. D. Piner, J. Zhu, F. Xu, S. Hong, and C. A. Mirkin, *Science*, **283**, 661 (1999).
19. L. M. Demers, D. S. Ginger, S. J. Park, Z. Li, S. W. Chung, and C. A. Mirkin, *Science*, **296**, 1836 (2002).
20. K. B. Lee, S. J. Park, C. A. Mirkin, J. C. Smith, and M. Mrksich, *Science*, **295**, 1702 (2002).
21. B. D. Martin, Bruce P. Gaber, C. H. Patterson, and D. C. Turner, *Langmuir*, **14** (15), 3971 (1998).
22. L Libioulle, A. Bietsch, H. Schmid, B. Michel, and E. Delamarche, *Langmuir*, **15** (2), 300 (1999).
23. Y. Hia, J. Tien, D. Qin, and G. M. Whitesides, *Languir*, **12** (16), 4033 (1996).
24. S. C. Lin , F. G. Tseng, H. M. Huang, C. Y. Huang, and C. C. Chieng, *Fresenius' Journal of Analytical Chemistry*, **371** (2), 202 (2001).
25. F. G. Tseng, H. M. Huang, C. S. Liu, C. Y. Huang, S. C. Lin, and C. C. Chieng, "Micro Protein Arrays Prepared by Microfabricated Stamps", *MEMS' 2000, MEMS-vol. 2, ASME IMECE 2000*, Florida 659 (2000).
26. F. G. Tseng, S. C. Lin, H. M. Huang, C. Y. Huang, and C. C. Chieng, *Sensors and Actuators B*, **83**, 22 (2002).
27. F. G. Tseng, H. M. Huang, C. Y. Huang, S. C. Lin, and C. C. Chieng, "Dual-Protein Micro Arrays Deposited By μ-Stamps And μ-Wells", *μTAS2001*, Monterey, CA, 591 (2001).
28. H. T. G. van Lintel, F. C. M van de Pol, and S. Bouwstra, *Sensors and Actuators*, **15**, 153 (1988).
29. J. Evans, D. Liepmann, and A. P. Pisano, "Planar Laminar Mixer", *Proc. of the IEEE 10th Annual Workshop of Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '97)*, Nagoya, Japan, 96 (1997).
30. J. H. Tsai and L. Lin, "A Thermal Bubble Actuated Micro Nozzle-Diffuser Pump," *IEEE MEMS-2001 Conference*, Interlaken, Switzerland, 409 (2001).
31. R. Rapp, W. K. Schomburg, D. Maas, J. Schulz, and W. Stark, *Sensors and Actuators*, **40**, 57 (1994).
32. J. Lopez, M. Puig-Vidal, M. Carmona, C. Stamopoulos, T. Laopoulos, and S. Siskos, "Temperature Control Configurations for a Thermopneumatic Micropump," *IEEE MEMS'99*, Orland, FL, USA (1999).

33. R. Linnemann, P. Woias, C. D. Senfft, and J. A. Ditterich, "A Self-priming and Bubble-tolerant Piezoelectric Silicon Micropump for Liquids and Gases," *IEEE MEMS*, Heidelberg, Germany (1998).
34. R. Zengerle, J. Ulrich, S. Kluge, M. Richter, and A. Richter, *Sensors and Actuators*, **50**, 81 (1995).
35. W. L. Benard, H. Kahn, A. H. Heuer, and M. A. Huff, "A Titanium-nickel Shape Memory Alloy Actuated Micropump," *Transducers'97, International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, 361 (1997)
36. W. Zhang and C. H. Ahn, "A Bi-directional Magnetic Micropump on a Silicon Wafer," *IEEE MEMS*, (1996).
37. M. Khoo and C. Liu, *Sensors and Actuators*, **A89**, 259 (2001).
38. A. Olsson, P. Enoksson, G. Stemme, and E. Stemme, "A Valveless Planar Pump Isotropically Etched in Silicon," *Proceedings of Micromechanics Europe 1995*, (Copenhagen, Denmark), 120 (1995).
39. C. H. Ahn and M. G. Sllen, "Fluid Micropumps Based on Rotary Magnetic Actuators," *IEEE MEMS '95*, New York, 408 (1995).
40. A. Richter, A. Plettner, K. A. Hofmann, and H. Sandmaier, *Sensors and Actuators*, **A29**, 159 (1991).
41. A. Manz, C. S. Effenhauser, N. Burggraf, D. J. Harrison, K. Seiler, and K. Flurri, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, **4**, 257 (1994).
42. L. Smith and B. Hok, "A Silicon Self-Aligned Non-Reverse Valve," *Transducers '91*, San Franscisco, CA, USA, 1049 (1991).
43. C. Vieider, O. Ohman, and H. Elderstig, "A Pneumatically Actuated Micro Valve with a Silicone Rubber Membrane for Integration with Fluid-handling Systems," *Proc. of Transducers '95*, Stockholm, Swede, 284 (1995).
44. X. Yang, C. Grosjean, Y. C. Tai, and C. M. Ho, "A MEMS Thermopneumatic Silicone Membrane Valve," *IEEE MEMS'97*, Nagoya, Japan, 114 (1997).
45. H. Jerman, "Electrically-Activated, Normally-Closed Diaphragm Valve," *Proceedings of Transducers '91*, San Franscisco, CA, USA (1991).
46. S. Shoji, B. van der Schoot, N. de Rooij, and M. Esashi, "Smallest Dead Volume Microvalves for Integrated Chemical Analyzing Systems," *Proceedings of Transducers '91*, San Franscisco, CA, USA (1991).
47. M. A. Huff, J. Gilbert, and M. A. Schmidt, "Flow Characteristics of a Pressure-Balanced Microvalve," *Proceedings of Transducers '93*, Yokohama, Japan (1993).
48. K. Yanagisawa, H. Kuwano, and A. Tago, "An Electromagnetically Driven Microvalve," *Proceedings of Transducers '93*, Yokohama, Japan (1993).
49. C. Doring, T. Grauer, J. Marek, M. Mettner, H. P. Trah, and M. Willman, "Micromachined Thermoelectrically Driven Cantilever Beams for Fluid Deflection," *Proc. IEEE Micro Electro Mechanical System Workshop, MEMS' 92*, Travemunde, Germany, 12 (1992).
50. A. V. Lemoff and A. P. Lee, "An AC Magnetohydrodynamic Microfluidic Switch," *Proc. Total Analysis System 2000*, Enschede, Netherland, 571 (2000).

51. G. B. Lee, C. I. Hung, B. J. Ke, G. R. Huang, and B. H. Hwei, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, **11**, 567 (2001).
52. G. B. Lee, B. H. Hwei, and G. R. Huang, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, **11**, 654 (2001).
53. L. M. Fu, R. J. Yang, and G. B. Lee, "Electrokinetic Injection Techniques in Microfluidic Chips," *Analytical Chemistry*, **74**, 5084 (2002).
54. J. Y. Lin, L. M. Fu, and R. J. Yang, "Numerical Simulation of Electrokinetic Focusing in Microfluidic Chips," *Journal of Micromechanics and Microengineering,* accepted for publishing (2002).
55. M. U. Kopp, A. J. de Mello, and A. Manz, *Science*, **280**, 1046 (1998).
56. R. P. Oda, M. A. Strausbauch, A. F. R. Huhmer, N. Borson, S. R. Jurrens, J. Craighead, P. J. Wettstein, B. Eckloff, B. Kline, and J. P. Landers, *Analytical Chemistry*, **70** (20), 4361 (1998).
57. R. Rasmussen and G. Reed, *The Rapid Cyclist*, **1** (1), 1 (1992).
58. J. D. Watson, M. Gilman, J. Witkowski, and M. Zoller, *Recombinant DNA*, New York: Scientific American Book (1997).
59. G. B. Lee, S.-H. Chen, G.-R. Huang, W.-C. Sung, and Y.-H. Lin, *Sensors and Actuators B: Chemical*, **75**, 142 (2001)
60. R-J. Yang, L.-M. Fu, and G.-B. Lee, *Journal of Separation Science*, **25**, 996 (2002).
61. G. L. Prasanna, T. Panda, and P. P. Rao, *Bioprocess Engineering*, **16**, 265, Springer-Verlag (1997).
62. J. A. Lundqvist, F. Sahlin, M. A. I. Aberg, A. Stromberg, P. S. Eriksson, and O. Orwar, "Altering the Biochemical State of Individual Cultured Cells and Organelles with Ultramicroelectrodes," *Proc. Natl. Acad. Sci.*, U.S.A, 95, September, 10356 (1998).
63. Y. Huang and B. Rubinsky, *Biomedical Microdevices*, **2 : 2**, 145 (1999).
64. D. A. Borkholder, *Cell Based Biosensors Using Microelectrodes*, Ph. D. Thesis, Stanford University (1998).
65. Y. C. Lin and M. Y. Huang, *J. Micromech. Microeng.*, **11**, 1 (2001).
66. G. A. Hofmann, S. B. Dev, S. Dimmer, and G. S. Nanda, "Electroporation Therapy: A New Approach for the Treatment of Head and Neck Cancer," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **46** (6), 752 (1999).
67. M. Dezawa, M. Takano, H. Negishi, X. Mo, T. Oshitari, and H. Sawada, *Micron*, **33**, 1 (2002).
68. Eppendorf Scientific, Inc, "Transfection Protocol of Multiporator".
69. http://www.affymetrix.com
70. http://www.nanogen.com
71. http://www.illumina.com
72. http://www.cepheid.com
73. http://www.istat.com
74. K. E. Petersen, "Silicon as a Mechanical Material," *Proc. IEEE* 70, 420 (1982).
75. L. P. B. Katehi, G. M. Rebeiz, and C. T.-C. Nguyen, "MEMS and Si-micromachined Components for

Low-Power, High-Frequency Communications Systems," *Tech. Digest, IEEE MTT-S Int. Microwave Symp.*, 331 (1998).

76. J. Yao, *J. Micromech. Microeng.*, **10**, R9-38 (2000).
77. K. E. Petersen, *IBM J. Res. Dev.*, **23**, 376 (1979).
78. L. Larson, *et al.*, "Microactuators for GaAs-based Microwave Integrated Circuits," *Tech. Digest, 6th Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 743 (1991).
79. H. Hosaka, *et al.*, *Sensors Actuators A*, **40**, 41 (1994).
80. J. J. Yao and M. F. Chang, "A Surface Micromachined Switch for Telecommunications with Signal Frequencies from dc to 4 GHz," *8th Int. Conf. Solid-state Sens. Actuators,* Stockholm, Sweden, 348 (1995).
81. J. Simon, *et al.*, "A Micromechanical Relay with a Thermally-Driven Mercury Micro-Drop," *Proc. IEEE, 9th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 515 (1996).
82. S. Saffer, *et al.*, "Mercury-Contact Switching with Gap-Closing Microcantilever," *Proc. SPIE*, **2882**, 204 (1996).
83. P. M. Zavracky, *J. MEMS*, **6** (1), 3 (1997).
84. S. Majumder, *et al.*, "Measurement and Mdeling of Srface Mcromachined, Eectrostatically Atuated Mcroswitches," *Tech. Digest, Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 1145 (1997).
85. I. Schiele, *et al.*, "Micromechanical Relay with Electrostatic Actuation," *Tech. Digest, Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 1165 (1997).
86. H. J. De Los Santos, *et al.*, "Microwave and Mechanical Considerations in the Design of MEMS Switches for Aerospace Applications," *Proc. IEEE Aerospace Conf.*, **3**, 235 (1997).
87. T. Seki, *et al.*, "Thermal Buckling Actuator for Micro Relays," *Tech. Digest, Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 153 (1997).
88. X.-Q. Sun, *et al.*, "A Bistable Microrelay Based on Two-Segment Multimorph Cantilever Actuators," *Proc. IEEE, 11th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 154 (1998).
89. E. J. J. Kruglick and K. S. J. Pister, *IEEE J. MEMS*, **8**, 264 (1999).
90. D. Hyman, *et al., Int. J. RF Microwave CAE*, **9**, 348 (1999).
91. M.-A. Gretillat, *et al., J. Micromech. Microeng.*, **9**, 324 (1999).
92. Z. J. Yao, *et al., J. MEMS*, **8** (2), 129 (1999).
93. J. B. Muldavin and G. M. Rebeiz, "30 GHz Tuned MEMS Switches," *Tech. Digest, IEEE Microwave Theory and Techniques Symp.*, 1511 (1999).
94. M. Sakata, *et al.*, "Micromachined Relay Which Utilizes Single Crystal Silicon Electrostatic Actuator," *Tech. Digest, 12th IEEE Int. Conf. on Micro Electro Mechanical Systems*, 21 (1999).
95. C. Goldsmith, *et al.*, "Micromechanical Membrane Switches for Microwave Applications," *Tech. Digest, IEEE Microwave Theory and Techniques Symp.*, 91 (1995).
96. C. Goldsmith *et al.*, "Characteristics of micromachined switches at microwave frequencies," *Tech. Digest, IEEE Microwave Theory and Techniques Symp.*, 1141 (1996).

97. J. Y. Park, *et al*., "Electroplated RF MEMS Capacitive Switches," *13th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical System (MEMS' 00)*, Miyazaki, Japan, 639 (2000).
98. K. Suzuki, *et al*., "A Micromachined RF Microswitch Applicable to Phased-Array Antennas," *Tech. Digest, IEEE Microwave Theory Techniques Symp*., 1923 (1999).
99. K. M. Hiltmann, *et al*., "Development of Micromachined Switches with Increased Reliability," *Tech. Digest, 1997 Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 1157 (1997).
100. J. Schimkat, "Contact Materials for Microrelays," *Proc. IEEE, 11th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 190 (1998).
101. E. J. J. Kruglick and K. S. J. Pister, "Bistable MEMS Relays and Contact Characterization," *Tech. Digest, Solid State Sensor and Actuator Workshop*, 333 (1998).
102. A. Dec and K. Suyama, *Electron. Lett*., **33**, 922 (1997).
103. E. Hung and S. Senturia, "Tunable Capacitors with Programmable Capacitance-Voltage Characteristic," *Tech. Digest, Solid State Sensor and Actuator Workshop*, 292 (1998).
104. J. J. Yao, *et al*., "High Tuning-Ratio MEMS-Based Tunable Capacitors for RF Communications Applications," *Tech. Digest, Solid State Sensor and Actuator Workshop*, 124 (1998).
105. K. F. Harsh, *et al*.,"Flip-Chip Assembly for Si-Based RF MEMS," *Proc. IEEE, 12th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 273 (1999).
106. Z. Feng, *et al*., "Design and Modeling of RF MEMS Tunable Capacitors Using Electro-Thermal Actuators," *Tech. Digest, 1999 IEEE MTT-S Int. Microwave Symp*., 1507 (1999).
107. J.-H. Park, *et al*., "A Tunable Millimeter-Wave Filter Using Coplanar Waveguide and Micromachined Variable Capacitors," *Tech. Digest, 10th Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 1272 (1999).
108. C. L. Goldsmith, *et al., Int. J. RF Microwave Computer-Aided Eng*., **9**, 362 (1999).
109. D. J. Young and B. E. Boser, "A Micromachined Variable Capacitor for Monolithic Low-Noise VCOs," *Tech. Digest, Solid State Sensor and Actuator Workshop*, 86 (1996).
110. D. J. Young, *et al*., "A Low-Noise RF Voltage-Controlled Oscillator Using on-Chip High-Q Three-Dimensional Coil Inductor and Micromachined Variable Capacitor," *Tech. Digest, Solid State Sensor and Actuator Workshop*, 128 (1998).
111. D. J. Young, *et al*., "Voltage-Controlled Oscillator for Wireless Communications," *Tech. Digest, 10th Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 1386 (1999).
112. A. Dec and K. Suyama, "A 2.4 GHz CMOS LC VCO Using Micromachined Variable Capacitors for Frequency Tuning," *Tech. Digest, IEEE Microwave Theory and Techniques Symp*., 79 (1999).
113. E. Frian, *et al*., "Computer-Aided Design of Square Spiral Transformers and Inductors," *1989 IEEE MTT-S Dig*., 661 (1989).
114. N. M. Nguyen and R. G. Meyer, *IEEE J. of Solid-State Circuits*, **SC-25** (4), 1028 (1990).
115. N. M. Nguyen and R. G. Meyer, *IEEE J. of Solid-State Cir-cuits*, **SC-27** (3), 444 (1992)
116. J. Y.-C. Chang, *et al., IEEE Electron. Device Lett*., **14**, 246(1993).

117. C. H. Ahn and M. G. Allen, *J. Micromech. Microeng.*, **3**, 37 (1993).
118. D. Lovelace, *et al., Microwave J.,* August, 60 (1994).
119. A. Rofougaran, *et al., IEEE J. Solid-State Circuits*, **31**, 880 (1996).
120. C. R. Sullivan and S. R. Sanders, *IEEE Trans. Power Electron.*, **11**, 228 (1996).
121. L. Fan, *et al.*, "Universal MEMS Platforms for Passive RF Components: Suspended Inductors and Variable Capacitors," *Proc. IEEE, 11th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 29 (1998).
122. P. Arcioni, *et al.*, "An Innovative Modelization of Loss Mechanism in Silicon Integrated Inductors," *IEEE Trans. Circuits Syst.*, **II 46**, 1453 (1999).
123. L. Daniel, *et al., IEEE Trans. Power Electron.*, **14**, 709 (1999).
124. J.-B. Yoon, *et al.*, "High-Performance Three-Dimensional on-Chip Inductors Fabricated by Novel Micromachining Technology for RF MMIC," *Tech. Digest, 1999 IEEE MTT-S Int. Microwave Symp.*, 1523 (1999).
125. S. Zhou, *et al., J. Micromech. Microeng.*, **9**, 45 (1999).
126. J. N. Burghartz, *et al., IEEE Trans. Electron Devices*, **43** (9), 1559 (1996).
127. R. A. Johnson, *Mechanical Filters in Electronics*, New York: Wiley (1983).
128. R. Howe, "Application of Silicon Micromaching to Resonator Fabrication," *IEEE International Frequency Control Symposium*, 2 (1994).
129. J. Yao, *et al., J. Micromech. Microeng.*, **6**, 257 (1996).
130. K. Wang, *et al.*, "Frequency Trimming and Q -factor Enhancement of Micromechanical Resonators via Localized Filament Annealing," *Tech. Digest, 1997 Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 109 (1997).
131. K. Wang, *et al.*, "VHF Free-Free Beam High-Q Micromechanical Resonators," *Proc. IEEE, 12th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 453 (1999).
132. C.T.-C. Nguyen, *IEEE Trans. on Microwave Theory and Tech.*, **47** (8), 1486 (1999).
133. K. Wang, *et al., IEEE/ASME J. MEMS*, **9** (3), 347 (2000).
134. J. R. Clark, *et al.*, "Measurement Techniques for Capacitively-Transduced VHF-to-UHF Micromechanical Resonators," *11th Conf. on Solid-State Sensors & Actuators Dig. of Tech. Papers* (*Transducers '01*), 1118 (2001).
135. W. C. Tang, *et al., Sensors and Actuators*, **20**, 25 (1989).
136. S. Beeby, *J. MEMS*, **9** (1), 104 (2000).
137. R. Clark, *et al.*, "High-Q VHF Micromechanical Contour-Mode Disk Resonators," *IEDM 2000 Technical Dig.*, 493 (2000).
138. W. T. Hsu, *et al.*, "A Sub-Micron Capacitive Gap Process for Multiple-Metal-Electrode Lateral Micromechanical Resonators," *14th Intl. Conf. on MEMS*, 349 (2001).
139. L. Lin, *et al.*, "Microelectromechanical Filters for Signal Processing," *Proc. IEEE, 5th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 226 (1992).

140. J. R. Clark, *et al*., "Parallel-resonator HF Micromechanical Bandpass Filters," *Tech. Digest, 1997 Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 1161 (1997).
141. K. Wang and C. T.-C. Nguyen, "High-Order Micromechanical Electronic Filters," *Proc. IEEE, 10th Ann. Int. Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 25 (1997).
142. L. Lin, *J. MEMS*, **7** (3), 286 (1998).
143. K. Wang and C. T.-C. Nguyen, *IEEE/ASME J. MEMS*, **8** (4), 534 (1999).
144. A.-C. Wong, *et al*., "Anneal-Activated, Tunable, 68 MHz Micromechanical Filters," *Tech. Digest, 10th Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators*, 1390 (1999).
145. F. D. Bannon, *et al., IEEE J.Solid-State Circuits*, **35** (4), 534 (2000).
146. C. T.-C. Nguyen, "Transceiver Front-End Architectures Using Vibrating Micromechanical Signal Processors," *Topical Meeting on Silicon Monolithic Integrated Circuits in RF Systems*, Dig. of Papers, 23 (2001).
147. S. V. Krishnaswamy, *et al., Microwaves & RF, Sept*., 127 (1991).
148. R. Ruby, "Micromachined Thin Film Bulk Acoustic Resonators," *IEEE International Frequency Control Symposium*, 135 (1994).
149. K. M. Lakin, *et al., IEEE Trans. Microwave Theory Tech*., **43** (12), 2933 (1995).
150. P. Kirby, *et al*., "High Frequency Thin Film Ferroelectric Acoustic Resonators," *2000 IEE Colloquium on Microwave Filters and Multiplexers*, 2/1 (2000).
151. P. Bradley, *et al*., "A Film Bulk Acoustic Resonator (FBAR) Duplexer for USPCS handset applications," *2001 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 367 (2001).
152. Q. X. Su, *et al*., "Thin-Film Bulk Acoustic Resonators and Filters Using ZnO and Lead-Zirconium-Titanate Thin Films," *2001 IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 769 (2001).
153. K. M. Lakin, *et al*., "Improved Bulk Wave Resonator Coupling Coefficient for Wide Bandwidth Filters," *2001 Ultrasonic Symposium*, **3E-5**, 1 (2001)
154. R. F. Drayton and L. P. B. Katehi, "Micromachined Conformal Packages for Microwave and Millimeter-Wave Applications," *Tech. Digest, 1995 IEEE MTT-S Int. Microwave Symp*., 1387 (1995).
155. R. F. Drayton, *et al*., "Advanced Monolithic Packaging Concepts for High Performance Circuits and Antennas," *Tech. Digest, 1996 IEEE MTT-S Int. Microwave Symp*., 1615 (1996).
156. Y. T. Cheng, *et al*., "Fabrication and Hermeticity Testing of a Glass-Silicon Package Formed Using Localized Aluminum/Silicon-to-Glass Bonding," *13th Intl. Conf. on MEMS*, 757 (2000).
157. Y. T. Cheng, *et al*., "Vacuum Packaging Technology Using Localized Aluminum/Silicon-to-Glass Bonding," *14th Intl. Conf. on MEMS*, 18 (2001).
158. P. L. Chang-Chien and K. D. Wise, "Wafer-Level Packaging Using Localized Mass Deposition," *Digest, 11th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators (Transducers '01)*, Munich, Germany, 182 (2001).
159. DARPA-MTO, http://www.darpa.mil/mto/index.html

160. RAND, http://www.rand.org
161. W. C. Tang, *MEMS at DARPA*, DARPA/MTO Report, Microsystems Technology Office, DARPA, Department of Defense, USA (2000).
162. K. W. Brendley and R. Steeb, *Military Applications of Microelectro-Mechanical Systems*, RAND Report, RAND, Santa Monica, CA, USA (1993).
163. A. P. Pisano, *MEMS 2003 and Beyond: A DARPA Vision of the Future of MEMS*, DARPA/MTO Report, Microsystems Technology Office, DARPA, Department of Defense, USA (1998)
164. Micro Fuel Cell Study, Case Western Reserve University, http://electrochem.cwru.edu
165. H. T. Aichlmayr, D. B. Kittelson and M. R. Zachariah, "Micro-Homogeneous Charge Compression Ignition (HCCI) Combustion: Investigation Employing Detailed Chemical Kinetic Modeling and Experiments," Paper presented at the *Western States Section of the Combustion Institute, Spring Technical Meeting*, La Jolla, CA, March 26 (2002)
166. 趙冬, 占中, 鄧希發, 王力, 納米技術與納米武器, 軍事誼文出版社, 北京 (2001).
167. A. A. Berlin, H. Abelson, N. Cohen, L. Fogel, C.M. Ho, M. Horowitz, J. How, T. F. Knight, R. Newton, and K. Pister, *Information Systems for MEMS*, Final Report of ISAT Study, MIT (1995).
168. K. S. J. Pister, J. M. Kehn, and B. E. Boser, *Smart Dust: Wireless Networks of Millimeter- Scale Sensor Nodes*, http://robotics.eecs.berkerley.edu/~pister/SmartDust (1998)
169. A. Krishnan, *Design Methodology for Integrated Mixed Signal (A-D) and Mixed Electronic/Photonic Systems (NeoCAD)*, DARPA/MTO Report, Microsystems Technology Office, DARPA, Department of Defense, USA (1998)
170. USAFSAB, *New World Vistas: Air and Space Power for the 21ste Century*, Summary Report, USAF Scientific Advisory Board (1995).
171. D. H. Lewis, Jr., S. W. Janson, R. B. Cohen, and E. K. Antonsson, *Sensors and Actuators A.*, **80** (2), 143 (2000).
172. *MEMS Application in Aerodynamics*, UCLA, http://ho.seas.ucla.edu/
173. J. M. McMichael, and M. S. Francis, *Micro Air Vehicles - Toward a New Dimension in Flight*, Report to Tactical Technology Office, DARPA, Department of Defense, USA (1997).
174. 宋齊有, 微飛行系統相關之力學問題, 中國力學學會會刊, 第 100 期, 中華民國力學學會出版 (2002).
175. P. B. S. Lissaman, *Ann. Rev. Fluid Mech.*, **15**, 223 (1983)
176. R. Smith and W. Shyy, *AIAA J.*, **33**, No. 10 (1995)
177. W. Shyy, M. Berg, and D. Ljungqvist, *Progress in Aeronautical Sciences*, **35**, 455 (1999)
178. L. Zheng and B. R. Ramaprian, "A Piezo-Electrically Actuated Wing for a Micro Air Vehicle," *31st AIAA Fluid Dynamics Conference*, June 19-22 (2000)
179. 宋齊有, 劉中和, 郭智賢, 周台輝, 微飛行器飛行動力學之先導性研究, 中山科學研究院委託中正理工學院學術合作專題研究報告, 報告編號 CSIST 88-I3-08 (1999).
180. 宋齊有, 郭智賢, 林阿成, 周台輝, 微飛行器 (Micro UAV) 設計與研製之研究, 國科會國防應用

研究專題計畫報告, 報告編號 NSC 89-2623-D-014-020 (2000).
181. 吳章傑, 宋齊有, 林阿成, 賴正權, 微飛行器用之低雷諾數機翼氣動力特性之研究, 國科會國防應用研究專題計畫報告, 報告編號 NSC 90-2623-7-014-013 (2001).
182. 郭智賢, 宋齊有, 張運生, 微飛行器之縱向動態穩定性分析與設計, 中國航空太空學會學刊, **34** (4), 297 (2002).
183. 方金壽, 暫態彈性波在混凝土品質與裂縫偵測之應用, 國立台灣大學應用力學研究所博士論文, 指導教授吳政忠博士, 民國 85 年 5 月, 第一章 (1996).
184. F. R. Breckenrige, T. M. Protor, N. N. Hsu, S. E. Fick, and D. G. Eitzen, "Transient Source for Acoustic Emission Work", *Progress in Acoustic Emission*, 5, The Japanese Society for NDT, 20 (1990).
185. T.-T. Wu and J.-S. Fang, *J. Acoust. Soc. Am.*, **101** (1), 330 (1997).
186. T.-T. Wu, J.-S. Fang, and P.-L. Liu, *Journal of Acoustic Society of America*, **97** (3), 1678 (1995).
187. O'Connor, *Mechanical Engineering*, Feb., 40 (1992).
188. L. Shi, *DNA Microarray (Genome Chip)- Monitoring the Genome on a Chip*, http://www.Gene-Chips.com (2002).
189. C. A. Afshari, E. F. Nuwaysir, and J. C. Barrett, *Cancer Res.*, **59** (19), 4759 (1999).
190. A. Reder, *Taking IVD Test Technology Beyond Human Clinical Diagnostics in IVD Technology*, June (on line) (cited 10 August 2002), http://www.devicelink.com/ivdt/archive/02/04/002.html
191. D. D. Shoemaker, E. E. Schadt, C. D. Armour, Y. D. He, P. P. Garrett-Engele, D. McDonagh, and P. M. Loer, *Nature*, **409** (6822), 922 (2001).
192. M. D. Kane, T. A. Jatkoe, C. R. Stumpf, J. Lu, J. D. Thomas, and S. J. Madore, *Nucleic Acids Res.*, **28** (22), 4552 (2000).
193. G. MacBeath and S. L. Schreiber, *Science*, **289** (5485), 1760 (2000).
194. R. M. Wildt, C. R. Mundy, B. D. Gorick, and I. M. Tomlinson, *Nat Biotechnol.*, **18** (9), 989 (2000).
195. R. A. Irving and P. J. Hudson, *Nat Biotechnol.*, **18** (9), 932 (2000).
196. G. Ramsay, *Nature Biotechnology*, **16** (1), 40 (1998).
197. http://www.biochipmaster.com
198. L. C. Waters, S. C. Jacobson, N. Kroutchinina, J. Kroutchinina, R. S. Foote, and J. M. Ramsey, *Anal. Chem.*, **70**, 5172 (1998).
199. P. Wilding, L. J. Kricka, J. M. Ramsey, S. C. Jacobson, G. Havichia, P. Fortina, L. C. Waters, and J. Cheng, *Biol. Chem.*, **257**, 101(1998).
200. E. T. Lagally, P. C. Simpson, and R. A. Mathies, *Sensors and Actuators*, **63**, 138 (2000).
201. J. Khandurina, T. E. McKnight, S. C. Jacobson, L. C. Waters, R. S. Foote, and J. M. Ramsey, *Anal. Chem.*, **72**, 2995 (2000).
202. I. Schneegaβ, R. Bräutigam, and J. M. Köhler, *Lab on a Chip*, issue 1, 42 (2001).
203. K. Sun, A. Yamaguchi, Y. Ishida, S. Matsuo, and H. Matsuo, *Sensors and Actuators*, **B84**, 283 (2002).

204. A. Marshall and J. Hodgson, *Nature Biotechnology*, **16** (1), 27 (1998).
205. J. M. Jones, *Food Safety*, Eagam Press, Minnesota, U.S.A., 49 (1990).
206. T. O'Brien, L. H. Johnson, J. L. Aldrich, S. G. Allen, L. T. Liang, A. L. Plummer, S. J. Krak, and A. A. Boiarski, *Biosensors and Bioelectronics*, **14**, 815 (2000).
207. R. A. Ogert, *Analytical Biochemistry*, **205**, 306 (1992).
208. W. Mullett, P. C. Edward, and M. J. Yeung, *Analytical Biochemistry*, **258**, 161 (1998).
209. S. Koch, H. Wolf, C. Danapel, and K. A. Feller, *Biosensors and Bioelectronics*, **14**, (2000).
210. V. Koubová, E. Brynda, L. Karasová, J. Š kvor, J. Homola, J. Dostálek, P. Tobiš ka, and J. Roš ický, *Sensors and Actuators*, **B74**, 100 (2001).
211. K. D. King, G. P. Anderson, K. E. Bullock, M. J. Regina, E. W. Saaski, and F. S. Ligler, *Biosensors and Bioelectronics*, **14**, 163 (1999).
212. H. Suzuki, H. Arakawa, I. Karuble, *Biosensors and Bioelectronics*, **17**, 591 (2002).
213. J. J. Gau, E. H. Lan, B. Dunn, B. C. M. Ho, and J. C. S. Woo, *Biosensors and Bioelectronics*, **16**, 745 (2001).
214. R. D. Harris and J. S. Wilkinson, *Sensors and Actuators*, **B29**, 261 (1995).
215. R. Slavík, J. Homola, and E. Brynda, *Biosensors and Bioelectronics*, **17**, 591 (2002).
216. A. Naimushin, A. A. Soelberg, D. Nguyen, L. Dunlap, D. Bartholomew, J. Elkind, J. Melendez, and C. Furlong, *Biosensors and Bioelectronics*, **17**, 573 (2002).
217. 黃英哲, 針型迷你膽鹼及乙醯膽鹼生物感測器之開發及應用, 國立台灣大學農業化學研究所碩士論文, 台北市 (1995).
218. 賴昭伶, 氯黴素單源抗體之產製及其應用於壓電免疫感測器之開發研究, 國立台灣大學農業化學研究所碩士論文, 台北市 (1996).
219. S. J. Daly, G. J. Keating, P. P. Dillon, B. M. Manning, R. O'Kennedy, H. A. Lee, and M. R. A. Morgan, *J. of Agricultural and Food Chem.*, **48** (11), 5097 (2000).
220. C. Wrotnowski, *Genetic Engin. News*, **2**, 389 (1998).
221. 周淑芬, 多功能免疫反應型生物感測器之開發研究, 國立台灣大學農業化學研究所博士論文, 台北市 (1999).
222. 邱創興, 壓電晶體嗅覺生物感測器應用於食品香味之測定, 私立大業大學食品工程系碩士論文, 彰化縣 (1994).
223. 蔡志賢, 包種茶萎凋與攪拌製程中茶青之生理變化與利用生物電子鼻監控之可行性探討, 國立台灣大學園藝學研究所博士論文, 台北市 (2002).
224. 陳麗夙, 台灣茶類香氣品質快速分析及茶類判定之研究, 國立中興大學食品科學研究所碩士論文, 台中市 (1998).
225. 王進琦, 壓電晶體生物感測器應用於腐敗醱酵揮發性氣體偵測之研究, 國立台灣大學農業化學研究所博士論文, 台北市 (1992).
226. M. O'Connell, G. Valdora, G. Peltzer, and R. M. Negri, *Sensors and Actuators*, **B80**, 149 (2001).
227. J. Doscher, *Using Micromachined Accelerometers in Joysticks, 3DOF and 6DOF Systems A New*

Paradigm for the Human Computer Interface,
http://www.analog.com/technology/mems/markets/consumer/Joymfsto.html
228. J. Rekimoto, *Tilting Operations for Small Screen Interfaces*, User Interface and Software Technology (UIST'96), 1996.
229. *Designing Systems with MEMS-Based Storage*, http://www.pdl.com.edu/MEMS/
230. *How DLP™ Technology Works*, http://www.dlp.com/dlp_technology_overview
231. Silicon Sensing Systems Japan Ltd, *Sensors Gyroscope*, http://www.spp.co.jp/sssj/sirikon-e.html
232. *GY Series Gyroscopes*, http://www.futaba-rc.com/radioaccys/futm0807.html
233. A. Lin, R. Mullins, and M. Pung, *Application of Accelerometers in Sports Training*, http://www.analog.com/technology/mems/markets/consumer/sports-tr.html
234. T. Henderson, *New Device Helps Runners Keep Pace*, http://detnews.com/2001/outdoors/0109/23/e12-299095.htm
235. *FS-1 Speedometer*, http://www.fitsense.com/
236. O. P. Galaasen and T. Hengl, *Robotic Technology has arrived: Personal Robots are on Their Way*, http://www.pcai.com/Paid/Issues/AC14563/16.2_Sample/ PCAI-16.2-Sample-pg.47-Evolution.htm
237. http://www.aibo.com/