

第一章 緒論

早在 1959 年 Dr. R. Feynman 在加州理工學院發表了「There's plenty of room at the bottom」的演講，提出微型機器的概念【1】。隨著半導體製程技術的蓬勃發展、技術成熟，使得製作微機電元件的可行性大大提升，並且為微機電系統技術奠定了發展的基礎。微機電系統技術真正蓬勃發展是在近十餘年，其發展的理念在於使用矽作為機械材料。微機電技術是一種系統整合技術，它整合光學、機械、電子電機、控制、化學等多重科技，將微感測器(μ -sensor)、微致動器(μ -actuator)、微處理器(μ -processor)等元件模組化於單一晶片(chip)上，應用於光電影像、生化醫療、資訊儲存、通訊科技與精密機械等領域。可以預期的是以微機電製程所製作的微系統，在未來將會成為人類生活中不可或缺的產品，因此微機電系統技術已被公認為二十一世紀高科技產業的重要技術指標。

1.1 微機電系統簡介

微機電系統的名稱概分為三種類：第一類是以美國為主的 Micro-Electro-Mechanical System (MEMS)；第二類是以歐洲為主的 Micro-Systems Technology (MST)；第三類則為日本自成體系的 Micromachines。微機電系統定義為應用微米(μm , 10^{-6} m)或奈米(nm, 10^{-9} m)加工技術研製微細元件及組件，並整合微電子電路與微控制器而形成的系統。以精度而言，微機電系統的定義又可為二類：

- (1) 尺寸精度：微機電系統本身的尺寸大小在微米(μm)範圍；
- (2) 運動精度：微機電系統是能達到微米以內運動精度的機械，但機械本身的大小沒有限制。

在二十一世紀微機電系統，朝向生物微機電(Bio-MEMS)、光學微機電(optical MEMS)及射頻微機電(RF MEMS)三大領域發展，其說明與應用例如下所述【2】：

- (1) 生物微機電系統：隨著醫療保健市場的需求，使用微機電系統製程技術所製作的生醫元件，具有減少繁瑣的檢驗、抽樣樣品數少、降低檢驗成本、高效率檢驗能力 等優點。應用如生物感測器(biosensor)、微流體元件(microfluid device)、生物晶片(biochip)、微反應器(microreactor) 等。
- (2) 光學微機電系統：一般傳統的光學元件普遍體積大，所組成的光學系統龐大，而光學微機電系統具有體積小、高精度與高光學品質的特性 等優點。應用如微光開關(micro optical switch)、微光學讀寫頭(micro optical pickup head)、微光學元件(micro optical device) 等。
- (3) 射頻微機電系統：利用微機電的技術製作射頻電路的零組件，使得更輕薄短小，並可與其他電路集積成系統晶片(SOC)，減少寄生效應(parasitic effect)。應用如通訊用產品的微波開關(switch)、震盪器(oscillator)、表面聲波濾波器(SAW filter)、天線(antenna)、可調式電容(tunable capacitor)元件 等。

目前微機電系統領域的微製造技術，如表1.1所示，可分為兩大類，分別敘述如下：

- (1) 矽基微細加工：包括面型微加工(surface micromachining)、體型微加工(bulk micromachining)技術；
- (2) 非矽基微細加工：包括深光刻電鑄模造技術(LIGA)、類深光刻電鑄模造技術(LIGA-like)、微機械加工、高分子微加工技術 等技術。

這些技術各具優缺點與技術限制，其選用原則需考慮元件的製造特性。表面聲波元件(surface acoustic wave, SAW)製作要使用面型微加工技術，所謂面型微加工技術即利用薄膜沉積、微影或選擇性蝕刻等半導體製程技術，在基板(substrate)表面建構所需要的結構。

1.2 生物感測器

近年來，在政府推動"兩兆雙星"的政策下，生物科技(biotechnology)產業是繼半導體產業及光電產業後，成為未來十年內的明星產業之一，生物感測器(biosensor)即屬於生物科技產業發展重點之一。自1950年代以來，各式各樣的生物感測器或生化感測器(biochemical sensor)陸續被研究開發，並且應用於國防科技、生化醫學、環境監測 等領域。圖1.1即為生物感測器的基本組成，包括換能器(transducer)及生物辨識元件(biological recognition element)。所謂生物辨識元件係指生命體中特定的物質，只能對某些特定物質作用而不受其他物質干擾，如酵素(enzyme)、微生物(microorganism)、抗體(antibody)與抗原(antigen)等。換能器則是將生物辨識元件與特定物質反應後所產生的信號，轉換成可偵測的電子訊號輸出，簡而言之，生物感測器就如人們以鼻子來嗅事物，經由神經細胞(nerve cell)將嗅覺轉換成大腦可接受的訊號，再傳輸到大腦進行分析辨識，進而分辨出各種事物。由於檢體的複雜性高，通常會伴隨著許多不同的干擾訊號，因此生物感測器的靈敏度和選擇性，是感測器所重視的主要項目。

依換能器的種類區分，生物感測器大致上可分為四大類：(1)光纖生物感測器(fiber-optic biosensor)；(2)電化學生物感測器(electrochemical biosensor)；(3)離子感測場效電晶體(ion sensitive field effect transistor, ISFET)；(4)壓電晶體生物感測器(piezoelectric crystal biosensor)。其中表面聲波感測器即屬於壓電晶體生物感測器的一種。壓電晶體生物感測器的原理，主要是利用壓電晶體表面質量的變化和其振動頻率變化關係，來檢測感測器上生物檢體的密度、質量或黏度等微量變化。壓電晶體之所以被廣泛地應用於感測器的開發，主要是因其對質量變化的高靈敏度。常見的壓電晶體感測器有表面聲波元件、壓電晶體微量天平(quartz crystal microbalance, QCM)及人工鼻(artificial nose)等。

1.3 表面聲波元件

表面聲波元件所擁有的優異特性普遍受到各國的重視，紛紛投入大量人力與物力進行研究，目前已開發出各種不同功能的表面聲波元件，如訊號處理元件、微致動器與微感測器等，圖1.2即為表面聲波元件的應用領域【3-4】。表面聲波元件有下述各優點：

1. 構造簡單，其頻率響應取決於指叉狀電極(interdigital transducer, IDT)的排列方式及線寬。
2. 元件操作頻率範圍廣，通常在8 MHz ~ 數GHz之間。
3. 體積小、重量輕且可與其它系統模組整合。
4. 元件製程與積體電路製程相似，故可大量生產。
5. 可靠度及再現性高。

插入損失(insertion loss, IL)大是表面聲波元件的主要缺點，插入損失可視為信號由元件輸入到輸出間的總損失，一般延遲線式(delay line)的表面聲波元件插入損失最少就有6 dB的損失，通常插入損失在6 dB ~ 40 dB之間，一般而言，表面聲波元件製作大都使用高機電耦合係數(electromechanical coupling factor)的壓電材料來減少設計指狀交叉電極的對數，使元件體積縮小，降低插入損失，但是通常機電耦合係數高的壓電材料，其頻率溫度係數(temperature coefficient of frequency, TCF)幾乎不等於零，如鈮酸鋰(lithium niobate, LiNbO_3)或鈹酸鋰(lithium tantalite, LiTaO_3)基板，所以鈮酸鋰、鈹酸鋰適合作為寬頻且插入損失小的元件。若選擇低機電耦合係數的壓電材料，如石英(quartz)，其插入損失大。

在手機、呼叫器、基地台、無線電話等通訊產品中所使用的被動元件有表面聲波濾波器(filter)、電阻、電容、電感等，其中表面聲波濾波器作為過濾雜訊，只讓特定頻率通過的零組件，並且可針對各項需求選用不同的壓電材料，製成

適用不同波段的濾波器。近年來，手機需求量大增，單一手機就需要三到五顆的表面聲波濾波器，以致於出現嚴重供給不足的情形。除此之外，表面聲波元件有朝向高頻發展的趨勢，而製作高頻表面聲波元件取決於提高聲波傳遞速度或縮小電極線寬，但是壓電基板或薄膜的表面聲波波速約在1500 ~ 6000 m/s之間，若要製作出高頻表面聲波元件，必須縮小電極線寬，相對地微影技術精度要求較高，所以研發具高聲波傳遞速度的薄膜式表面聲波元件更顯重要，一般會在矽晶圓和壓電薄膜之間加上鑽石(diamond)膜，來提高聲波傳遞速度值到9000 m/s【5】，甚至達到更高的聲波傳遞速度，以利於製作出數MHz ~ 10 GHz或更高頻的表面聲波元件。除了鑽石膜之外，亦可使用藍寶石(sapphire)基板來提高聲波傳遞速度。

表面聲波元件除了在訊號處理方面表現突出之外，近十年來，表面聲波元件以其高質量靈敏度(mass sensitivity)的優異特性，更進一步應用於生物感測領域。傳統的生物檢測方式，不但體積大、重量重、檢測繁瑣且成本較高，而使用微機電系統技術製作的表面聲波感測器，可改善傳統檢測方式的缺點，且對於偵測的氣體、生物或化學物質等具高質量靈敏度，亦即質量在極低的微量變化就可被偵測出來。當元件感測區受到外在因素影響，頻率便會產生變化，通常頻率變化都在數十~數百kHz之間，而目前的量測儀器可精確到1 Hz，故可偵測微小的變化量。表面聲波元件可感測質量、密度、濕度、濃度、氣體辨識或黏滯度等。基本上表面聲波元件運用於訊號處理和生物感測方面的設計是不同的，但所有元件皆運用相同的物理特性及原理。

1.4 研究動機

雷利波(Rayleigh wave)、彎曲平板波(flexural plate wave, FPW)、聲波平板式(acoustic plate mode, APM)、表面橫向波(surface transverse wave, STW)及拉福波(Love wave)五種常見聲波感測器之中，以彎曲平板波元件和拉福波元件的質量靈敏度最高，如表 1.2 所示【6-7】。彎曲平板波元件比拉福波元件在製作上更加困難、強健性(robustness)更差、容易有干擾(noise)產生。近年來，陸續有學者覆蓋雙層的波導層(guiding layer)【8】或壓電薄膜，可以大量提升拉福波感測器的質量靈敏度，幾乎可以與彎曲平板波元件媲美，但是沒有彎曲平板波元件的缺點。在 1994 年，Wang 和 Jen【9】等人提出在拉福波元件的質量靈敏度理論分析，認為若要提升拉福波元件的質量靈敏度，波導層需具備下列條件之一：(1)低剪向聲波速度(low shear velocity)；(2)低密度；(3)好的彈性性質(有較低的聲波吸收)。常見的波導層材料為聚甲基丙烯酸酯(polymethylmethacrylate, PMMA)和二氧化矽(silicon dioxide, SiO₂)，PMMA 密度約為 1.10 kg/m³，剪向聲波速度為 1100 m/s，而濺鍍的二氧化矽密度約為 2.3 kg/m³，剪向聲波速度為 2850 m/s。一般而言，高分子(polymer)類的材料大多具有較低的剪向聲波速度和密度。PMMA 即屬於高分子材料，具有較低的剪向聲波速度及密度，但 PMMA 作為波導層的質量靈敏度普遍比二氧化矽差，這是因為二氧化矽有較小的聲波能量損失(即有較低的聲波吸收)，但二氧化矽可能會受限於沉積設備本身的限制，較難達到拉福波感測元件的最佳波導層厚度。

靈敏度是生物感測器的重要指標，所以如何提升生物感測器的靈敏度是一項重要的課題。本論文即使用不同波導層材料製作拉福波生物感測器，比較不其頻率偏移量(frequency shift)與去離子水(D.I. water)或生物檢體的相對關係。圖 1.3 為拉福波元件的示意圖，使用的波導層材料有 SU-8 及 AZ 6112 二種。SU-8 和 AZ 6112 屬於高分子聚合材料，具有較低的密度，可以提升拉福波感測器的質量靈敏度，並且旋轉塗佈彈性範圍相當大，可以旋轉塗佈以達到最佳波導層厚度，不像二氧化矽在 4 μm 以上容易有應力現象產生，會造成二氧化矽的破裂

或損傷。在製程上兩者皆比二氧化矽少一道蝕刻製程，故元件製作較為容易。除了製作容易及具較低的剪向聲波速度和密度之外，兩者皆屬於低成本的高分子材料，可節省元件製作的時間，不像二氧化矽作為波導層，必須沉積二氧化矽厚度為 4 ~ 6 μm ，且以濺鍍(sputtering)及電漿輔助化學氣相沉積(Plasma Enhanced CVD, PECVD)的方式皆相當費時，而且薄膜沉積所需金額昂貴，此外，厚的二氧化矽薄膜容易造成損傷或破裂。基於以上因素，本研究選擇 AZ 6112 與 SU-8 作為波導層。

拉福波元件製作完成後，將切割後的元件黏貼在感光型之印刷電路板(printed circuit board, PCB)上，並且打線(wire bonding)及設計阻抗匹配(impedance matching)，經由光波元件分析儀(lightwave component analyzer)量測元件中心頻率、相位或插入損失，其中設計阻抗匹配在於避免因阻抗不連續產生訊號反射及減少元件的插入損失。首先以去離子水(D.I. water)進行元件測試，然後再滴入老鼠細胞(3T3)於元件的感測區上，使之有質量負載(mass loading)，量測不同濃度的老鼠細胞(3T3)與頻率偏移量的相對關係圖。

Table 1.1 Classification of microfabrication in the MEMS technology

矽基微細加工	體型微加工技術	蝕刻技術 - 等向性蝕刻 - 非等向性蝕刻 - 蝕刻終止技術	化學蝕刻技術	濕式	浸漬式 漬著式	
	面型微加工技術			乾式	電漿蝕刻 反應性離子蝕刻 濺散蝕刻 離子束蝕刻	
			光蝕刻技術			
	薄膜技術	積體電路技術 接合技術 高深寬比製程 犧牲層結構釋放技術				
非矽基微細加工	LIGA技術	X-ray 深光刻術		微成形技術 - 塑膠微結構成形 熱壓成形 射出成形 輪壓成形 紫外線硬化法 - 陶瓷微結構成形 粉末射出成形 帶板鑄造		
	LIGA-like技術	紫外光厚膜光阻微影 準分子雷射微加工 感應耦合電漿離子蝕刻 電子束光刻術	精密電鑄技術 - 純金屬電鑄 - 合金電鑄			
	微機械加工	切削加工	微切削加工 微鑽孔加工 微銑削加工 微輪磨加工			
		非切削加工	微電鍍成形 微壓模成形 微射出成形 微沖壓成形			
		特殊加工	微放電加工 雷射、離子束及電子束微加工 超音波微加工 原子力顯微加工術			
	高分子微加工技術	微雷射光合高分子成形(Microstereolithography, μ -SL) 軟式微影技術(Soft Lithography) 微接觸印刷術(Microcontact Printing, μ -CP) Micromolding in Capillaries (MIMIC) Microtransfer Molding (μ -TM) Replica Molding (REM)				
	其他低溫製程技術與材料	聚對二甲苯(Parylene) 明膠(Gelatin)蛋白質 鐵氟龍(Teflon) 矽膠(Silicone)				

* 感應耦合電漿離子蝕刻加工技術：一般應用於矽基體型微加工製程之非等向性、高深寬比蝕刻加工。

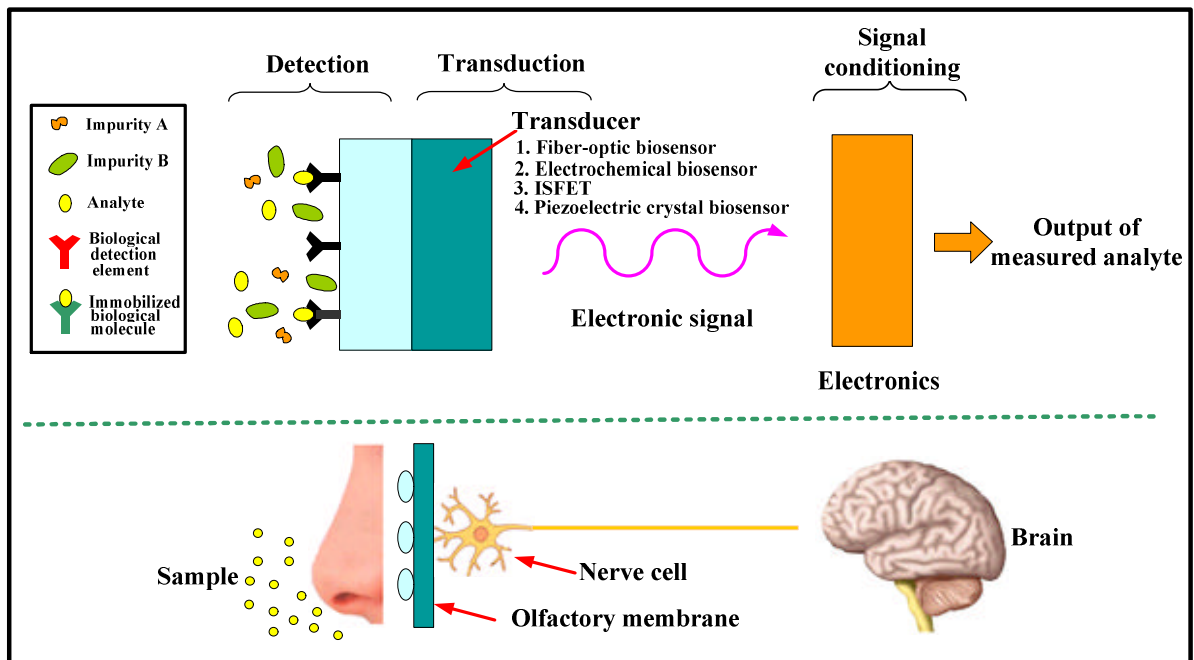


Fig. 1.1 Basic frame of biosensor

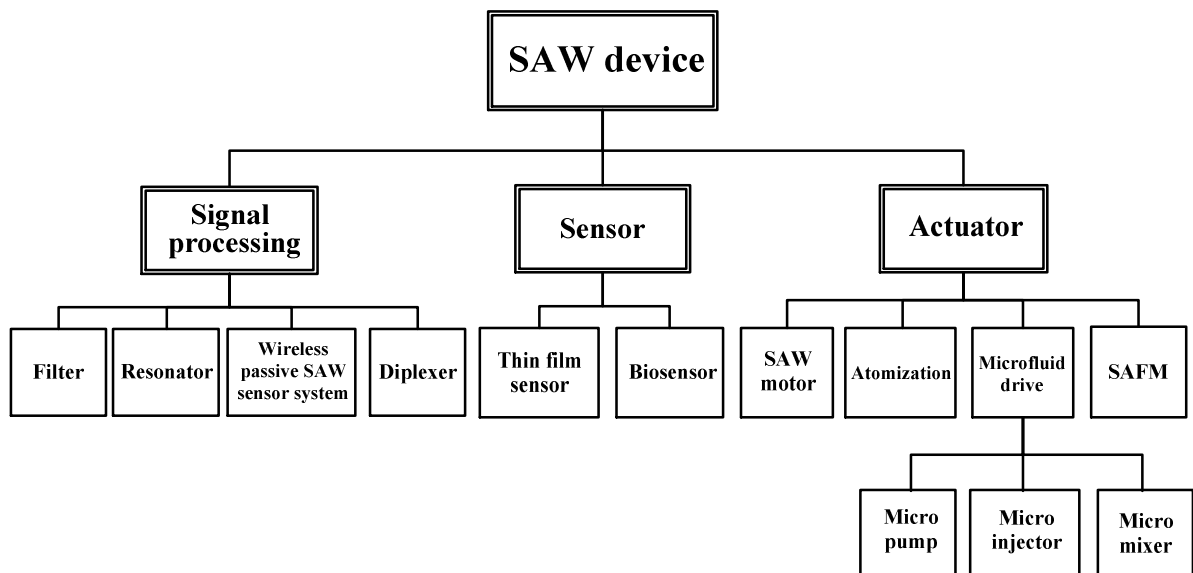
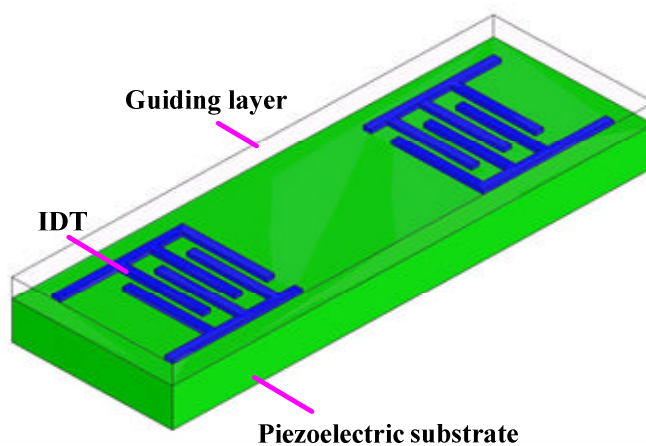


Table 1.2 Comparison of the performance of five different wave types 【6-7】

Wave type	Sensitivity / noise (typical vaule of S_m)	Robustness	Fabrication	Fabrication complexity	Applications
Rayleigh	High / low (100~ 200 cm^2/g)	High	Planar, Metal on crystal	Low	Gas, Voltage
FPW	High / moderate (200 ~ 1000 cm^2/g)	Low/ moderate	Planar in silicon	High	Gas, Density, Biochemical
APM	Moderate / low (20 ~ 40 cm^2/g)	Moderate	Planar, Metal on crystal	Low	Gas, Viscosity, Biochemical
STW	High / low (100 ~ 200 cm^2/g)	High	Planar, Metal on crystal	Low	Gas, Biochemical
Love	High / low (150 ~ 950 cm^2/g)	High	Planar, Thin film on metal on crystal	Moderate	Gas, Viscosity, Biochemical

**Fig. 1.3** Schematic diagram of Love wave device