

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

子計畫一：奈米壓印技術研發及生醫微質量(10^{-18} g)感測器之設計製作(I)

計畫類別：整合型計畫

計畫編號：NSC93-2215-E-007-019-

執行期間：93年08月01日至94年07月31日

執行單位：國立清華大學電子工程研究所

計畫主持人：盧向成

計畫參與人員：李應崇、葛振廷、鄭立昇

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 94 年 8 月 29 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫年度報告
奈米壓印核心技術發展及其應用-子計畫一：奈米壓印技術研
發及生醫微質量(10^{-18} g)感測器之設計製作(I)

(The development of nanoimprint lithography and its application on the fabrication of a biochemical mass sensor)

計畫編號：NSC93-2215-E-007-019

執行期限：93年8月1日至94年7月31日

主持人：盧向成 清華大學電子工程研究所

Email: sclu@ee.nthu.edu.tw

研究人員：李應崇、葛振廷、鄭立昇

一、中文摘要

我們提出設計及製作一新穎 具高感測度的微質量感測計，利用奈米壓印的技術將感測結構尺寸儘可能的縮小，期望能在 1 MHz 的原始振動頻率量測生化反應中 1 atto-gram 的微質量變化，其特色在於使用壓印技術達到奈米結構縮小化的優勢，除了提昇對質量的感測能力，並可用利用壓印製作大型感測陣列，與 CMOS 感測電路作單晶片整合來達到最好的感測度。我們將使用 CMOS 微機電技術完成感測器及電容式感測電路的直接整合、以大幅降低非直接整合時所帶來的大量寄生電容。

關鍵詞：奈米壓印、CMOS 微機電、微質量感測器。

Abstract

We plan to design and fabricate a novel capacitive biochemical mass sensor by measurement of the resonant frequency change of a cantilever beam. In the long run, we expect to use the nanoimprint technology to fabricate micro sensor array on top of CMOS chips. To verify the feasibility, currently we are using CMOS-MEMS technique to fabricate integrated mass sensor in the hope to enhance sensitivity of the capacitive sensing circuit.

Keywords:

二、計畫緣由及目的

本計畫研究方向旨在以奈米壓印 (Nanoimprint) 技術進行下一代奈米製程研發，朝向以製作 50 nm 及以下線寬為目標；並以所開發製程技術設計製作 CMOS 奈米生醫微質量感測陣列，進行廣泛、多目標的生化及免疫反應偵測。

我們先由最新 ITRS (International Technology for Semiconductors) Roadmap 對 nanoimprint 在整體製程趨勢作一定位：90 nm 技術點目前已可用 193 nm UV 及解析度增強技術解決；接著進入 65 及 45 nm 技術點時，157 nm UV、immersion 技術、以及 EPL (Electron projection lithography) 和 PEL (Proximity electron lithography) 將為技術研發方向；ITRS 在 32 nm 技術點將 imprint 技術、連同 EUV、EPL 等一併列入，由現在至 2010 年止將是需要投入研究最重要的階段；基於此，我們希望進行先導性研究評估技術的可行性，並以研發技術進行奈米感測元件的設計製作。

以下將根據所訂定的研究方向，首先對奈米微影技術發展作綜合說明，以瞭解 nanoimprint 的技術定位；接著再對 nanoimprint 技術及元件製作等相關文獻作具體說明。

光繞射現象使得傳統光微影製程在進入奈米尺寸元件 (< 50 nm) 製作時面臨挑戰，

可能取而代之的方式包括 X-ray 微影[1]、電子束微影 (Electron Beam Lithography , EBL) [2-4]及掃描探針微影 (Scanning Probe Lithography , SPL) [5-9]等方式；前者在 Throughput 及解析度 (可小於 50 nm) 俱佳，製作成本則是關鍵；EBL 不屬平行式曝光操作，其 Throughput 偏低，與解析度存在一平衡的 Trade-off 關係，通常愈高的解析度則 Throughput 愈低；在 EBL 中為達到高解析度，研究的趨勢是採用高能電子束 (~ 100 keV) 以降低電子散射 (Electron scattering) 的現象；在同時也有另一派採用低能原子束 (< 100 eV) 的方式來降低散射，技術關鍵是必須將聚焦電子束控制在欲曝光表面極近距離，即 SPL 的方式，包括 Scanning tunneling microscopy (STM) 及 Atomic force microscopy (AFM) 的表面掃描方式皆曾被使用，應用於 selective oxidation[5]、field ionization[6]、field induced evaporation[7]、chemical etching[8]、以及 precursor deposition[9]；可想見這項技術將需要眾多的微探針以陣列方式同時操作以提昇 Throughput，亦即是需要一個微探針平台而具有奈米操控定位的能力；在這方面 IBM 所製作的 Millipede[10]及 Nanoink, Inc.所發展的 dip-pen 技術[11]是兩個具代表性的例子；Millipede 事實上是以類似 AFM 模式操作的下一代超高密度資料儲存硬碟，其中與微影有關的奈米操控關鍵技術在於其成功地示範位元寫入，採用微探針與一熱塑性材料 (polymethyl methacrylate, PMMA) 作接觸加熱，能在 PMMA 表面形成 20 至 30 nm 見方的孔洞，因此可作為代替光微影中光阻的曝光顯影過程。Dip-pen 技術則與 Millipede 的方式稍相反，其採用類似於“微墨水筆”機制，將“墨水” (材料多為 self-assembling monolayers, SAMs) 塗抹於基板表面，在蝕刻定型時提供類似光阻的遮罩功能。

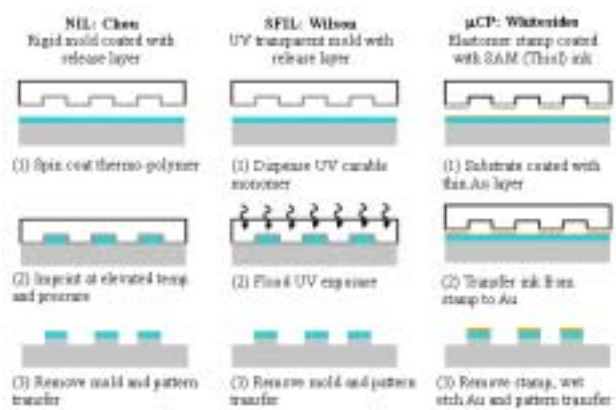


圖 2-1：三種壓印微影技術之比較；第一種 NIL 是本計畫欲研究探討的方式，另兩種方式則是另兩子計畫研究方向。

奈米壓印技術發展的動機是在不犧牲解析度前提下，改善 EBL 存在的 throughput 問題。Imprint 本身是早已存在數十年的技術，其特色是採用一個壓模在被擠壓材料上產生凹凸形狀，光碟片的製作即是最熟悉的例子。基於類似觀念，奈米壓印以一具高解析度的壓模 (以 EBL 製作) 可重複在基板上定義奈米線寬結構，因此 EBL 的使用在單一層製作僅需使用一次；另外壓印可避免 EBL 曝光時電子散射的現象，因此直接在金屬薄膜上進行亦不成問題[14]。在文獻中壓印技術有不同方式的呈現，如圖 2-1 所示是常見的三種：

第一種是 S. Chou[12] 在 1995 年率先發展出的熱壓式 Nanoimprint lithography (NIL) [12-18]；當上方壓模與下方熱塑性聚合體 (polymer) 材料接觸，溫度升高 (> 140 °C) 超越聚合體的 glass-transition 溫度時產生流動，此時配合高壓 (> MPa) 作聚合體定型，在溫度稍降低後進行脫膜則完成。

第二種方式稱之為 Step and flash lithography (SFIL) [24-26]，其最重要著眼點在於以接近室溫、低壓的方式改進前一種高溫高壓的操作；因為在高溫下作壓印可預見壓模與基板熱膨脹係數的不均可對對準 (alignment) 形成負面的影響；另外在某些應用時 (例如磁性儲存)，薄膜特性可能受高溫影響。SFIL 另一優點在於其使用透明壓模，因此在多層光罩的製程下對準定位將不成問題。相對於 NIL 採用熱塑性聚合體，SFIL 採用的是 UV-curable 聚合體材料，在壓模下壓後以 UV 曝光產生材料化學鍵結並固化，繼

而脫模。

第三種是特殊的軟壓印 (Stamping) 方式 [20-22]，亦稱為 Soft lithography 或 Micro-contact printing (μ CP)；在這裡壓模通常是由 polydimethylsiloxane (PDMS) 製成，類似一個軟橡皮圖章，沾上“墨水” (SAM 材料) 與基板接觸後留下沾跡。U. of Michigan 的 reversal imprint[23]與 soft lithography 類似，其是以 SiO_2 為壓模以及 PMMA 為“墨水”，強調以此方式可在未經平坦化的基板作多層壓印，這是相對於其他方式之一大優點。

我們將利用 NIL 製作奈米結構的優勢，設計製作新型振動式奈米生醫感測元件，能在 1 MHz 的原始振動頻率量測生化反應中 1 atto-gram (10^{-18} g) 的微質量變化；此微量變化可源自於抗體抗原結合的免疫反應、或是所感測氣體的吸附作用。自 1995 年 NIL 發展至今，多數研究仍朝向技術研發，少部份朝向應用研究則呈現於生醫 [30-32]、奈米電子 [34-37]、光學 [38-40]、以及磁性儲存 [41] 等元件製作；例如 NIL 技術可裨益蛋白質在基板上作微量固定 [30]；可製作奈米結構體作大小不同分子的過濾 [31]；亦有研究製作奈米尺寸微流道可接到 PCR (Polymerase Chemical Reaction) 作 DNA 的分類 [32]；如果在未來技術可達到 1 – 2 nm 解析度時則有希望製作半導體陣列式的 Nanopore 晶片對單一 DNA 作定序的工作 [33]。奈米電子的研究涵蓋單電子記憶儲存 [34]、MOS 電晶體 [35]、polymer 電晶體 [37]、及 III-V 族 pHEMT [36]；今年 S. Chou [35] 在 4 吋基板上，由下而上完全以 NIL 技術製作出 60 nm 通道的 MOS 電晶體。光學元件的製作目前有光柵 [38]、有機 LED [40]、以及環形振盪器 [39]。

奈米生醫感測機制之研究是目前學術界很有興趣的題目，尤其是能進行活體/體內 (in vivo) 作即時檢測的方式；目前一般較為學術界熟知的機制是採用螢光標示，當反應發生時進行螢光顏色及強度的檢驗 [42,43]；但螢光本身不是一種感測器，整體感測過程需要一光源、以及螢光感測等“巨型”元件配合，因此放在體內有相當的困難度。有希望直接在體內直接作生物或化學感測的奈米機構包括了奈米線 [44]、奈米管 [45]、以及懸臂樑 [46-49]

等；前兩者可經由表面特殊的化學修飾後對特定的待測樣品作感測，通常是以產生導電率變化作為感測方式。以機械式懸臂樑作感測則可分為靜態或動態形式：前者可量測懸臂樑在化學反應時由於表面壓力變化而產生的懸臂樑偏折，後者則是量測懸臂樑在反應時由於總反應質量變化引起的懸臂樑振動頻率變化；此種奈米機電元件通常具高機械振動頻率及高靈敏感測能力，除了在生化感測之外，可提供的先進應用尚包括高頻訊號處理 (例如混頻器) [52]、生化影像 [53]、微量電荷感測 [51]、及量子量測 [54-56]。目前機械結構振頻發展到 1 GHz 以上者尚在少數 [50]，材料的選擇 (Young's modulus E 、密度 ρ) 及微弱振頻訊號的感測機制是兩大關鍵；Roukes (Caltech) 採 3C-SiC 薄膜作機械樑材料 (高 E/ρ 比)，以及 magnetomotive 感測機制製作出 $1.1 \mu\text{m} (L) \times 120 \text{ nm} (W) \times 75 \text{ nm} (H)$ 雙邊固定機械樑，具備 1.014 GHz 的振動頻率以及約 500 的 Q 值。

如何將機械振頻的變化轉為一可讀取的訊號牽涉到所採用的感測機制、及相關的感測電路；電容式 [57,58]、壓電阻式 [60]、及壓電式皆是文獻中常使用的方式。本計畫以懸臂樑頻率變化作為感測微小質量變化的方式，類似原理亦有用於以振動模式操作之原子力顯微鏡 (AFM) 作探針振幅感測及控制而增加掃描解析度 [59]；T. Kenny (Stanford University) 團隊 [60] 所製作壓電阻式 AFM 懸臂樑其量測最低噪聲可達 $\text{fN}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。以三種感測機制比較，電容式感測方式在製程上比其他兩者簡易，不需額外的光罩對準作摻雜，同時電容式感測不受環境溫度影響 (所感測生化反應常伴隨熱效應)，感測度亦夠高，因此我們以 CMOS 單晶片整合電路做電容式的感測。

三、研究方法

本計畫以製作高感測度的生醫微質量感測器為目的，希望製作奈米生醫感測機電元件，可感應生化反應進行時 1 atto-gram 的質量變化，而以相對應元件振動頻率的改變呈現。奈米機械結構的 scaling 效應對於提昇機械振動頻率改變量有極大助益，可用作

說明的 figure of merit 是機械振動頻率對於彈性係數的比值，期望值是愈大愈好；以

$$\frac{L}{w^2 h}$$

一機械懸臂樑而言此比值正比於 $w^2 h$ (假設作水平式振動)，其中 L 、 w 及 h 分為懸臂樑的長度、截面積寬度及厚度；過去在微機電領域中三者皆為 μm 或以上等級，此比值無法大幅提昇；但在 L 為 μm 、 w 及 h 皆為 nm 量級時可立即大幅提昇至少三個數量級，這是為何之後我們計算出奈米元件可感測 1 ag 的主要原因；奈米結構因為具備超低質量，設計的機械振頻可容易達到 MHz 量級亦是原因。

機械懸臂樑的振動頻率正比於 $\sqrt{(E/\rho)}$ ，其中 E 為楊氏係數， ρ 為密度；以 polysilicon 為懸臂樑材料 ($E = 170 \text{ GPa}$, $\rho = 2300 \text{ kg/m}^3$) 設計振動頻率在 $f_0 = 1 \text{ MHz}$ (水平方向)，懸臂樑的長、寬、及厚度可各自設計為 $9 \mu\text{m}$ 、 60 nm 、及 50 nm 而達成振頻需求；由此懸臂樑尺寸計算其質量為 $6.2 \times 10^{-17} \text{ kg}$ ，在 1 ag 的質量 (Δm) 改變下時，頻率變化

$$\Delta f = f_0 \sqrt{\frac{m}{m + \Delta m}}$$

，約相當於 8 Hz 的頻率變化，可由頻譜分析儀或計數器讀出。由於奈米壓印的技術還在開發中，所以我們分兩頭進行研究，一方面設計製作壓印的模具並研究探討製作過程的技術開發，另一方面進行微機電系統 μm 等級的結構設計，因此我們先以目前製程上能製作的 CMOS 電路與結構做整合設計能在 100 kHz 的原始振動頻率量測生化反應中小於 1 femo-gram (10^{-15} g) 的微質量變化，利用台積電點 35 製程設計我們的感測電路與結構，設計分成機械結構及前級感測電路兩部分：(1) 為了讓懸浮臂是在我們設定的頻率上震盪，所以我們必須設計懸浮臂的尺寸。利用

$$f_n = (1.875)^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho AL^4}}$$

$$= 2\pi f_n, E = 70 \times 10^9 \text{ N/m}^2, I = \frac{1}{12} w^3 h \text{ (m}^4)$$

$= 2500 \text{ (kg/m}^3)$ $A = w \times h \text{ (m}^2)$ 其中 w 和 h 是懸浮臂的寬度和厚度，楊氏係數與密度為矽與二氧化矽的平均值，要先設計 w ，進而再算出懸浮臂的長度 L ；(2) 如圖 3-1 所示，在進到下一級輸入時會有一個 C_{in} ，當 C_{in} 太大，

它會使輸入的訊號衰減很多，因此為了產生足夠驅動電壓，在電路外接的放大器增益勢必要做的非常大。因此我們需設計一個 low C_{in} pre-amp ($\sim 20 - 30 \text{ fF}$)。pre-amp 部分，如圖 3-2 所示，採用一個 differential pair 做架構，先擬定希望的電流值利用一個 current mirror 提供電流再設計各電晶體。此外，為了增加驅動頻寬 ($\sim 10 \text{ MHz @ } 20 \text{ pF}$)，在輸出級接了一 source follower。在懸浮臂的設計上，我們用 CMOS 的四層 metal 來實現，如同圖 3-3 所示，結構體經過兩道乾蝕刻而完成。預計在後製程完成後，得到的結果如圖 3-4

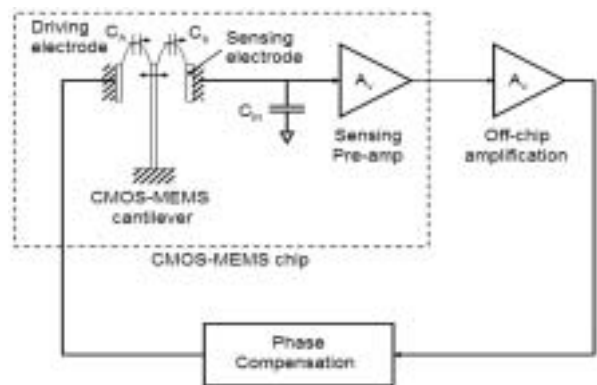


圖 3-1：基本振盪迴路架構，以 CMOS 晶片完成之部份以虛線示出。

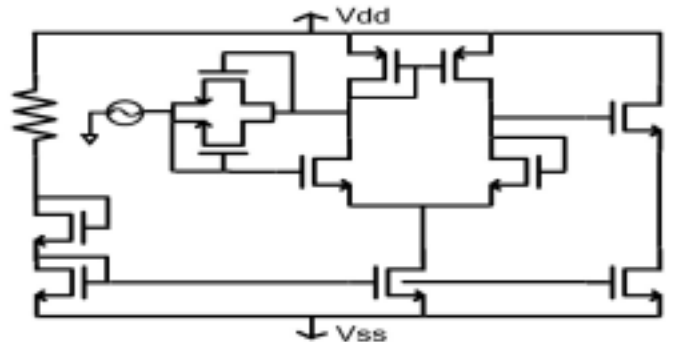


圖 3-2：pre-amp 的電路設計

而在結構方面，我們依需求的感測度設計懸臂樑的尺寸如下表：

電路方面依預計規格設計如下：

Pre-amp: open-loop gain > 50 dB, bandwidth > 10 MHz, 輸入電容值 < 30 fF.

如圖 3-2 的電路架構以 Hspice 模擬皆符合我們的需求。

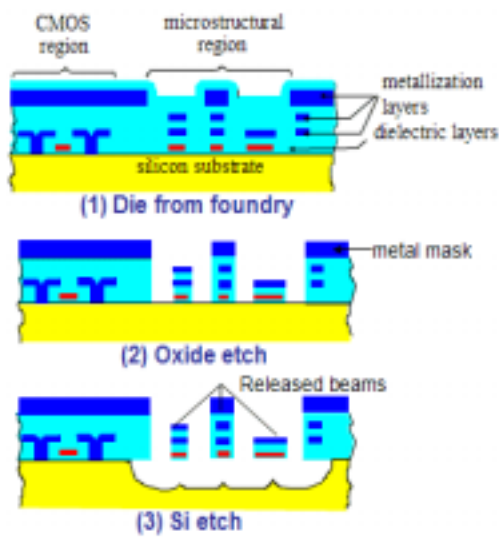


圖 3-3：CMOS-MEMS 微結構之製程步驟：

- (a) 標準 CMOS 晶片
- (b) 以金屬層為遮罩作 SiO₂ 的蝕刻
- (c) 蝕刻矽基板以釋放結構體



圖 3-4：預計在製程後得到的結果

	第一組	第二組	第三組	第四組
長度	174 μm	146 μm	123 μm	104 μm
寬度	2.4 μm	2.4 μm	2.4 μm	2.4 μm
厚度	5.88 μm	5.88 μm	5.88 μm	5.88 μm
自然振頻	67kHz	96kHz	136kHz	191kHz
彈性係數	0.27N/m	0.45N/m	0.76N/m	1.28N/m
感測度	48fg/Hz	30fg/Hz	17fg/Hz	10fg/Hz
結構質量	6.13ng	5.16ng	4.33ng	3.65ng

在奈米壓印的方面我們希望以壓印的技術製作奈米結構的懸樑臂並與 CMOS 電路做整合，而技術上來說，壓印能做出小線寬卻不容易同時將較大的電路拉線 Pattern 出來，因此我們決定利用 Step and flash lithography

(SFIL) 來達到雙贏的效果，由於它是利用 UV 使壓印材料變質，因此只要我們能將有大小線寬的模具做好，液狀的光阻即可流入模具間隙並在 UV 曝光後成型為我們所要的 Pattern。我們計劃先以製作透 UV 光的模具來逐步研究 SFIL。

四、結論與成果

晶片回來之後，我們開始進行後製程將結構釋放以使我們的感測結構懸浮，先利用 RIE 等向性蝕刻二氧化矽至矽基板，以鋁為遮罩材料抵擋 CHF₃ 蝕刻與轟擊，再以 XeF₂ 做乾式的非等向性蝕刻，掏空結構下方的矽基材使結構懸浮如圖 4-1，在矽基板蝕刻後我們可以看到粗糙的表面與以及因應力釋放造成向上撓曲的懸樑臂，在確定結構完全釋放後便可開始量測結構的自然振頻及電路的訊號。我們將做完後製程的晶片做電路的量測與結構的量測，發現電路的 DC 準位與模擬結果不符，也因此無法做訊號的分析，推測可能原因有二：一是後製程的乾式 XeF₂ 等向性蝕刻時間過長導致感測電路的電晶體亦被傷害而無法操作在我們設計的工作區間，也就是說電路與結構的距離雖然越靠近越能降低輸入電容值(我們間隔 40 μm)但也越可能使電路被破壞。其次是我們將尚未做後製程的晶片直接量測，發現 DC 偏壓點還是不對，推測原因是我們直流偏壓所用的逆向偏壓 Diode 造成的偏壓點不正確，它並不如預期的將電容另一端的電位拉至接近零。因此我們決定在第二次下線改成一個電晶體來做獨立的 Bias。

而結構方面我們量測懸臂樑的自然振頻，在制動與感測的兩個懸臂樑分別加上 DC 與 AC 訊號，調整 AC 的頻率找出結構體的自然振頻率，DC 值加的越大位移越明顯，我們在顯微鏡的 CCD 下觀察懸臂樑的位移與振動，發現 96 kHz 的振頻約 80 kHz，其它幾組雖然有位移但沒找到自然振頻，由於經驗的不足，為了更容易觀察懸樑臂變化而將電壓加太大使懸臂樑位移大過 1/3Gap 如圖 4-2，造成懸臂樑傾向致動的懸臂樑，也因此無法再驅動結構了。

基於以上我們又進行第二次下線，在這次的晶片中除了將結構與感測電路距離加大

到 70 μm 、把 Bias 改成一個電晶體，另外還在懸臂樑的前端設計為一個平板以方面微質量的添加 增加懸臂樑的 Via 數量已增加結構電容並設計更多組的自然振頻驗證不同尺寸對感測度的影響。

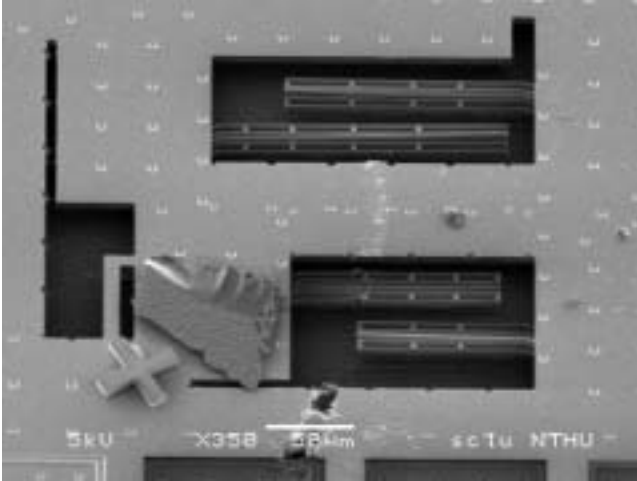


圖 4-1:後製程過的結構 SEM 圖

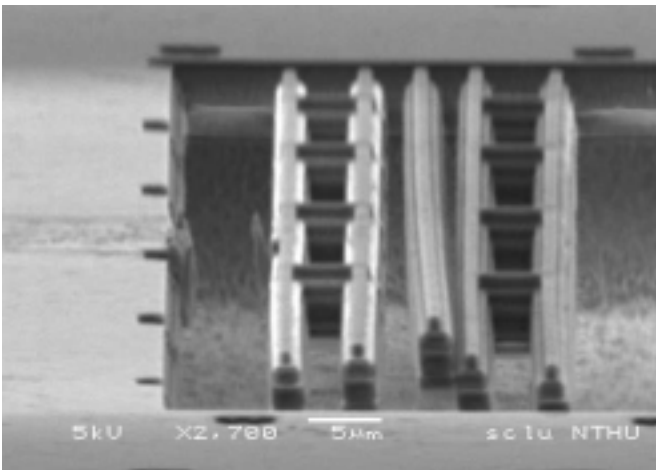


圖 4-2:黏在致動端的懸樑臂 SEM 圖

壓印方面我們採用鍍好銻錫氧化物(ITO)的二氧化矽基材做為我們的模具，預計在沉積完二氧化矽後利用黃光 Pattern 所要的模具遮罩，再以 RIE 蝕刻二氧化矽至 ITO 表面，在去除遮罩光阻後完成模具。我們做了一些 ITO 玻璃基板的加熱測試以便能進行 PECVD 的二氧化矽沉積，我們將試片加熱 350°C 半小時，結果銻錫氧化物(ITO)片電阻值室溫下為 11.3 歐姆，加熱後片電阻值變為 12.5 歐姆；另外不同的 ITO 膜亦會影響 UV 的穿透率，因此我們也測量了使用的 ITO 膜厚 150nm 是否能再 350nm~450nm 的 UV 光下有高穿透率，結果光譜分析的最佳透光率約為 600nm 如圖 4-3，因此需要更薄的 ITO，由於 ITO 與二

氧化矽有很高的選擇比，因此蝕刻時能停在 ITO 層；我們將做完黃光的試片進行 RIE 蝕刻並以 AFM 掃描線寬是否製作成功，但 Step 的側臂不夠垂直，可能是黃光本身側壁就不夠垂直造成，所以必須將黃光做好再以 RIE 蝕刻出漂亮的階梯。圖 4-4 是以 AFM 掃描的結果。

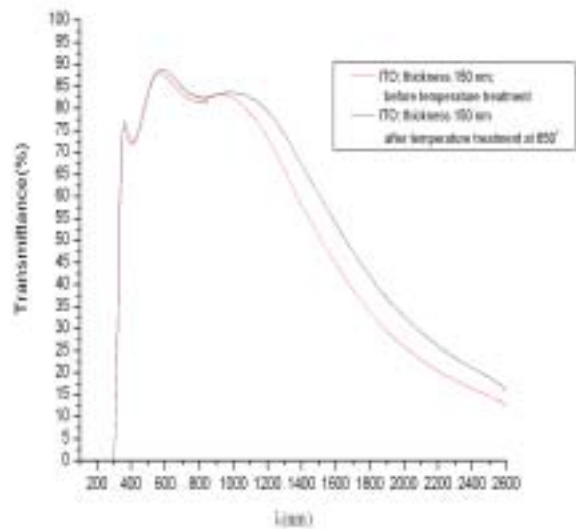


圖 4-3:ITO 玻璃基板加熱前後的光譜分析

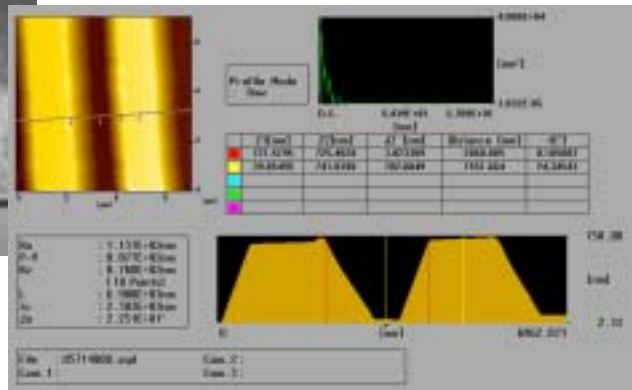


圖 4-4:AFM 掃描的深寬

五、自評成果

就 CMOS 質量感測器部份我們的進度約達到百分之 75，主要是由於感測電路直流偏壓無法工作，因此我們很快進行第二次下線（今年六月）改進缺失，但晶片要在九月份才會回來。

在製作 UV 壓印模的部份，我們在透明 ITO 上進行微影遇到些許困難，以致線寬及垂直度無法控制精準。另外由於在 ITO 上鍍二氧化矽的溫度可能污染 chamber，我們在尋找代工也遇到阻礙；目前的模製作成果可算是

有好的開始，而以上所提仍亟待未來解決。

六、參考文獻

- [1] K. Early, M.L. Schattenburg, and H.I. Smith, *Microelectronic Eng.*, vol. 11, p. 317, 1990.
- [2] A.N. Broers, J.M. Harper, and W.W. Molzen, *Appl. Phys. Letter*, vol. 33, p. 392, 1978.
- [3] D.F. Kyser, *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 1, p. 1391, 1983.
- [4] Y. Ochiai, M. Ishida, J. Fujita, T. Ogura, J. Momoda, and E. Ohshima, *MNE'02*, Lugano Switzerland, 2002.
- [5] J.A. Dagata, J. Schneir, H.H. Haray, C.J. Evans, M.T. Postek, and J. Bennett, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 56, p. 2003, 1990.
- [6] I.-W. Lyo and P. Avouris, *Science*, vol. 253, p. 173, 1991.
- [7] H.J. Mamin, P.H. Guenther, and D. Rugar, *Phys. Rev. Lett.*, vol. 65, p. 2418, 1990.
- [8] L.A. Nagahara, T. Thundat, and S.M. Lindsay, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 57, p. 270, 1990.
- [9] E.E. Ehrichs, S. Yoon, and A.L. de Lozanne, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 53, p. 2287, 1988.
- [10] P. Vettiger et al., *IEEE Trans. Nanotechnol.*, vol. 1, pp. 39-55, Jan. 2002.
- [11] S. Hong and C.A. Mirkin, *Science*, vol. 288, p. 1808, 2000.
- [12] S.Y. Chou, P.R. Krauss, and P.J. Renstrom, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 67, no. 21, p. 3114-3116, 1995.
- [13] S.Y. Chou, P.R. Krauss, and P.J. Renstrom, *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 14, no. 6, p. 4129-4133, 1996.
- [14] S.Y. Chou et al., *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 15, no. 6, p. 2897-2904, 1997.
- [15] S.Y. Chou and P.R. Krauss, *Microelectronic Eng.*, vol. 35, p. 237-240, 1997.
- [16] M. Li et al, *Appl. Phys Lett.*, vol. 76, no. 6, p. 673-675, 2000.
- [17] A. Lebib, Y. Chen, E. Cambril, P. Youinou, V. Studer, M. Natali, A. Pépin, H.M. Janssen, and R.P. Sijbesma, *Microelectronic Eng.*, vol. 61, no. 2, p. 371-377, 2002.
- [18] J. Taniguchi et al., *Nanotechnology*, vol. 13, p. 592-596, 2002.
- [19] C. Gourgon et al., *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 21, no. 1, p. 98-105, 2003.
- [20] A. Kumar and G.M. Whitesides, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 63, p. 2002, 1993.
- [21] L. Malaquin, F. Carcenac, C. Vieu, and M. Mauzac, *Microelectronic Eng.*, vol. 61, no. 2, p. 379-384, 2002.
- [22] Y.S. Kim et al, *Nanotechnology*, vol. 14, no. 10, p. 1140-1144, 2003.
- [23] L.-R. Bao et al., *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 20, no. 6, p. 2881-2886, 1997.
- [24] M. Bender, M. Otto, B. Hadam, B. Vratzov, B. Spangenberg, and H. Kurz, *Microelectronic Eng.*, vol. 53, p. 233-236, 2000.
- [25] T.C. Bailey et al., *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 18, no. 6, p. 3572, 2000.
- [26] T.C. Bailey et al., *Microelectronic Eng.*, vol. 61-62, p. 461-467, 2002.
- [27] Y. Hirai et al., *Jpn. J. of Appl. Phys. Pt. 1*, vol. 42, no. 6B, p. 3863-3866, 2003.
- [28] Q.F. Xia et al., *Appl. Phys. Lett.*, vol. 83, no. 21, p. 4417-4419, 2003.
- [29] S. Matsui et al., *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 21, no. 2, p. 688-692, 2003.
- [30] J.D. Hoff and A. Hunt, *Biophys. J.*, vol. 84, no. 2, p. 292A, 2003.
- [31] L.J. Heyderman et al., *Microelectronic Eng.*, vol. 67-68, p. 208-213, 2003.
- [32] A. Pepin et al., *Microelectronic Eng.*, vol. 61-62, p. 927-932, 2002.
- [33] H. Wang and D. Branton, *Nature*, vol. 19, p. 622-623, 2001.
- [34] W. Wu et al, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 88, no. 11, p. 2268-2270, 2003.
- [35] W. Zhang and S.Y. Chou, *Appl. Phys. Lett.*, vol. 83, no. 8, p. 1632-1634, 2003.
- [36] Y. Chen et al., *Microelectronic Eng.*, vol. 67-68, p. 189-195, 2003.
- [37] M.C. McAlpine et al., *Nano Letters*, vol. 3,

- no. 4, p. 443-445, 2003.
- [38] M.T. Li et al., *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 21, no. 2, p. 660-663, 2003.
- [39] C.Y. Chao and L.J. Guo, *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 20, no. 6, p. 2862-2866, 2002.
- [40] X. Cheng et al., *J. Vac. Sci. Technol. B*, vol. 20, no. 6, p. 2877-2880, 2002.
- [41] J.I. martin et al., *J. Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 256, no. 1-3, p. 449-501, 2003.
- [42] H.A. Clark et al., *Anal. Chem.*, vol. 71, pp. 4831-4836, 1999.
- [43] H.A. Clark et al., *Anal. Chem.*, vol. 71, pp. 4837-4844, 1999.
- [44] Y. Cui et al., *Science*, vol. 293, p. 1289-1292, Aug. 2001.
- [45] J. Kong et al., *Science*, vol. 2887, no. 5463, p. 622-625, Jan. 2000.
- [46] J. Fritz et al., *Science*, vol. 288, no. 5464, p. 316-318, Apr. 2000.
- [47] T. Thundat et al., *Appl. Phys. Lett.*, vol. 77, no. 24, p. 4061-4063, 2000.
- [48] P. Hinterdorfer et al., *Proc. Nat. Acad. Sci.*, vol. 93, p. 3477-3481, 1996.
- [49] Esashi et al., *Rev. of Sci. Instr.*, vol.74, no.3, p. 1040-1043, 2003.
- [50] X. Huang et al., *Nature*, vol. 421, p. 496, 2003.
- [51] A.N. Cleland and M.L. Rourke, *Nature*, vol. 392, p. 160, 1998.
- [52] C. T.-C. Nguyen, L.P.B. Katehi, and G.M. Rebeiz, *Proc. IEEE*, vol. 86, p. 1756-1768, 1998.
- [53] J.A. Sidles et al., *Rev. Mod. Phys.*, vol. 67, p. 249-265, 1995.
- [54] A. Cho, *Science*, vol. 299, p. 36-37, 2003.
- [55] A.D. Armour et al., *Phys. Rev. Lett.*, vol. 88, 148301, 2002.
- [56] M.F. Bocko and R. Onofrio, *Rev. Mod. Phys.*, vol. 68, p. 755-799, 1996.
- [57] Z.J. Davis et al., *Transducers '01*, Munich, Germany, 2001.
- [58] Z.J. Davis et al., *Transducers '03*, p. 496-499, Boston, 2003.
- [59] T.R. Albrecht et al., *J. Appl. Phys.*, vol. 69, no. 2, p. 668-673, 1991.
- [60] J.A. Harley et al., *Appl. Phys. Lett.*, vol. 75, p. 289, 1999.

可供推廣之研發成果資料表

可申請專利

可技術移轉

日期：94年8月29日

國科會補助計畫	計畫名稱：奈米壓印核心技術發展及其應用-子計畫一： 奈米壓印技術研發及生醫微質量(10^{-18} g)感測器之設計製作(I) 計畫主持人： 盧向成 計畫編號： NSC93-2215-E-007-019 學門領域：微電子
技術/創作名稱	CMOS 微質量感測器
發明人/創作人	盧向成
技術說明	<p>中文：我們提出設計及製作一新穎、具高感測度的微質量感測計，利用奈米壓印的技術將感測結構尺寸儘可能的縮小，期望能在 1 MHz 的原始振動頻率量測生化反應中 1 atto-gram 的微質量變化，其特色在於使用壓印技術達到奈米結構縮小化的優勢，除了提昇對質量的感測能力，並可用利用壓印製作大型感測陣列，與 CMOS 感測電路作單晶片整合來達到最好的感測度。我們將使用 CMOS 微機電技術完成感測器及電容式感測電路的直接整合、以大幅降低非直接整合時所帶來的大量寄生電容。</p> <p>英文：We design and fabricate a novel capacitive biochemical mass sensor by measurement of the resonant frequency change of a cantilever beam. In the long run, we expect to use the nanoimprint technology to fabricate micro sensor array on top of CMOS chips. To verify the feasibility, currently we are using CMOS-MEMS technique to fabricate integrated mass sensor in the hope to enhance sensitivity of the capacitive sensing circuit</p>
可利用之產業及可開發之產品	微生醫感測器
技術特點	整合 CMOS 感測電路
推廣及運用的價值	適用於居家即時自我檢測。

1. 每項研發成果請填寫一式二份，一
貴單位研發成果推廣單位(如技術

份隨成果報告送繳本會，一份送
移轉中心)。