

# 高靈敏度的 SU-8 光波導干涉式生物感測器

## Highly Sensitive Interferometer Biosensor Based on the SU-8 Optical Waveguide

郭承憲、黃彥璋、蔡元浩、許博淵、周長彬

Cheng-Hsien Kuo, Yen-Chang Huang, Yuan-Hau Tsai, Bor-Yuan Shew, Chang-Pin Chou

本研究嘗試使用 SU-8 光阻製作單模光波導，以進行馬赫-任德光干涉儀 (MZI) 生物檢測之可行性研究。為了製作單模波導以提供高靈敏度的光干涉檢測效果，實驗中成功藉由熱處理方式，精確調控 SU-8 光阻的折射係數 ( $\Delta n \approx 0.004$ )，以作為光波導的核心與覆層材料。實驗中並藉由 UV 曝光光源的純化，成功製作出高解析度 ( $\leq 1 \mu\text{m}$ ) 及高深寬比 ( $A_R = 6$ ) 的 Y-branch 尖端細微結構。MZI 晶片除了具有即時檢測、不需螢光標誌以及靈敏度高的特性外，更可利用模造技術 (即 LIGA 製程) 大量生產塑膠 MZI 晶片，未來在生化、環保以及工業檢測均有極大的應用潛力。

SU-8 resist was used as a core/cladding waveguide material to fabricate a Mach-Zehnder interferometer (MZI) for biochemical sensing. In order to provide a single-mode transmission, the refractive index of the SU-8 resist was modified to transmit the light in the waveguide. The UV lithography processes of the SU-8 resist were also optimized to pattern the high-resolution ( $\leq 1 \mu\text{m}$ ) and high aspect ratio ( $A_R = 6$ ) Y-branch structure of the optical interferometer. In the future, the polymer MZI chip can be mass-produced by molding (or the LIGA process). The low-cost, label-free, real-time and high-sensitivity MZI chip will benefit many applications related to biological, environmental and industrial detection.

### 一、前言

英國醫學期刊發表的研究表示，經過訓練的狗可以利用其靈敏的嗅覺對人的尿液進行辨認，以判斷被檢測者是否患有膀胱癌。其原理是因為腫瘤本

身會釋放出微量的 ( $\sim 10^{-12}$  M) 揮發性有機化合物 (volatile organic compounds, VOC)，因此當嗅覺靈敏度極高時，便可能檢測出人體內部是否有特定腫瘤，該方式除了可以檢查膀胱癌外，也成功實驗於檢查皮膚癌、前列腺癌，骨癌以及肺癌等等<sup>(1,2)</sup>。這

種非侵入式的即時檢測技術對於未來生醫檢測的方便性及普及性將會有革命性的突破，而其成功的重要關鍵之一便是提升感測器的靈敏度，以便及早發現疾病並予以治療。

近年來生物技術的長足進步，已開創許多生命科學研究與應用的全新可能，儼然已成為新世紀的科研顯學。目前蓬勃發展中的微系統技術，更為生物技術的普遍應用提供強而有力的工程基礎，其中生物晶片即是同時結合生物與微系統技術的典型代表。生物晶片可用於藥物研發、疾病與生理機能檢測、DNA 定序、生物組織處理等應用，藉由感測裝置微小化的技術，檢測過程將可呈現高靈敏度、所需檢體量極少、可同時進行多樣檢測、反應時間迅速、積體化與檢測成本降低等特點，因此生物晶片的研發將有助於滿足未來高齡化社會對於維護生命品質的需求與期待。

目前典型的生物感測技術包括利用雷射激發螢光 (laser-induced fluorescence, LIF) 進行檢測，其靈敏度約為  $10^{-7}$  g/mL；或是利用表面電漿共振 (surface plasma resonator, SPR) 進行檢測，其靈敏度為  $10^{-10}$  –  $10^{-11}$  g/mL，相當接近最靈敏 ( $\sim 10^{-12}$  g/mL) 的傳統酵素免疫分析法 (enzyme-linked immunosorbent assay, ELISA)。然而即使是最靈敏的 ELISA 技術，其所能檢測的最低濃度，在每毫升的檢體中仍含有約百萬個分子 (以分子量 100 kDa 計算) 左右，與單分子檢測 (single molecular detection, SMD) 的極致目標相較，其間仍有極大的改進與發展空間。

生物感測晶片可利用電、磁、聲、光、熱等方式作為生物檢測的信號轉換機制，其中光學式感測器有不受電磁場干擾、材料選擇性高、環境容忍度高、低傳導損失等優點<sup>(3,4)</sup>。利用平面光波導干涉儀原理進行生物檢測的馬赫－任德光干涉儀 (Mach-Zehnder interferometer, MZI) 生物晶片除了有一般光學式感測器的優點之外，還具有下列幾項特點：

1. 靈敏度極高，可量測出因生化反應所造成的微小折射係數變化 ( $\sim 10^{-8}$  RIU)<sup>(5)</sup>。
2. 檢體無需進行前處理，可有效縮短檢體處理時間。
3. 光干涉儀本身即具有極強的功能性，因此晶片反應後所導致的光強度變化可以使用簡單的光

二極體偵測，無需複雜昂貴的光學檢測機構。

4. 相較於表面電漿共振固定的光作用區域 ( $\sim 0.5$  mm)，光干涉儀可調整感測臂長度 ( $\sim 10$  mm) 以提高元件的感測靈敏度。
5. 光波導材料可以用光學塑膠取代，並以模造製程進行量產，大幅降低晶片成本。
6. 干涉儀可進行即時 (*in situ*) 生化或免疫反應動態 (kinetic) 行為觀察。
7. 光干涉儀本身為被動 (passive) 元件，僅藉由其精密光學結構發揮其強大之功能性，無需能量驅動元件，因此元件製程可靠度可相對提昇。

有關以光干涉儀作為生化檢測機制已有相當的理論與實作基礎，目前又以荷蘭 Mesa 研究中心、德國 Max-Planck 研究中心與 IMM (Institut für Microtechnik Mainz) 的研究成果最為顯著<sup>(5-7)</sup>。惟目前發表的相關研究報告，均是以氮氧化矽 (silicon oxynitride) 與氧化矽 (silica) 作為光波導之核心及覆層材料，因此必須透過多次的化學氣相沉積 (CVD) 及反應離子蝕刻 (RIE) 製作光波導結構，其冗長的製程及昂貴的設備材料並不利於大量製作低價、可棄式的生物晶片。

本研究嘗試以 SU-8 光阻作為波導材料，並藉由高解析的 UV-LIGA 技術製作平面光干涉儀，以作為超高靈敏度生物檢測的可行研究。SU-8 光阻是一種普遍應用於微系統製程的負型厚膜光阻材料，樹脂系的 SU-8 光阻不但有極高的透光性，也有優異的耐化性、耐熱性與生物相容性質<sup>(8,9)</sup>。本研究所設計製作的 SU-8 MZI 晶片若能表現出預期的效果，未來更可利用模造技術 (即 LIGA 製程) 大量生產塑膠 MZI 晶片，極有利於高靈敏度生化、環保以及工業檢測的廣泛應用。

## 二、MZI 晶片設計

光波導主要是利用全反射的原理，導引光在光密介質的核心傳遞。而當光在光波導的核心／覆層介面全反射時會伴隨一瞬逝波往覆層擴散 (圖 1(a))，其穿透的深度 ( $d_p$ ) 可表示為：

$$d_p = \frac{\lambda}{2\pi\sqrt{n_1^2 - n_2^2}} \quad (1)$$

其中  $\lambda$  為光波波長， $n_1$  與  $n_2$  分別是光波導核心與覆層的折射係數。因瞬逝波的效應，當覆層表面結構產生變化，將會影響其有效折射係數 ( $N_{eff}$ )，亦即改變光在光波導核心/覆層介面的反射角度，或是改變光傳導的光程<sup>(3)</sup>。今若將平面光波導製作為馬赫-任德光干涉儀 (MZI) (圖 2)，並在干涉儀的其中一支 (感測臂) 上固定生物探針，另一分支當參考臂，則當待測物中特定的生物體與生物探針產生反應時，將會因瞬逝波效應影響光傳導的行為 (如圖 1(b))，並因相位變化而在干涉之後表現出不同的光強度。由於生物反應往往具有極高的專一選擇性，因此光強度 (或相位) 的變化即可作為檢測的基準。而在參考臂因生化反應產生的相位變化 ( $\Delta\phi$ ) 可用下式表示<sup>(5)</sup>：

$$\Delta\phi = L \left( \frac{2\pi}{\lambda} \right) \left( \frac{\partial N}{\partial n_c} dn_c + \frac{\partial N}{\partial T} dT \right) \quad (2)$$

其中  $L$  為 MZI 感測臂長度、 $N$  是覆層之有效折射係

數 (effective refractive index)，而  $\Delta n_c$  是表面覆層材料所造成的折射係數改變，則是因表面生化反應所造成的覆層厚度變化。理論上相位差 ( $\Delta\phi$ ) 越大，干涉儀的靈敏度越大，但仍需考量實際微加工技術、耦光效率、材料與元件尺寸等因素，並根據上式設計適當的干涉儀參數以獲得最高的感測靈敏度。

光干涉儀一般均是以單模光纖導光以避免色散效應影響其解析度，而波導內可傳導的最大模態數 ( $N_m$ ) 可由下面的公式表示<sup>(10)</sup>：

$$N_m = \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi a}{\lambda} \right)^2 (n_1^2 - n_2^2) \quad (3)$$

其中  $a$  為波導半徑。因此光波若要進行單模態傳輸，波導的半徑及折射係數差均要相對減小，此對於微加工及光學材料技術均是重大的挑戰。特別是 MZI 干涉儀乃利用兩個 Y-branch 進行光分歧與耦合，為了提升光耦合效率，Y-branch 尖端尺寸必須儘可能減小 ( $\leq 1 \mu\text{m}$ )，因此必須克服微加工技術的

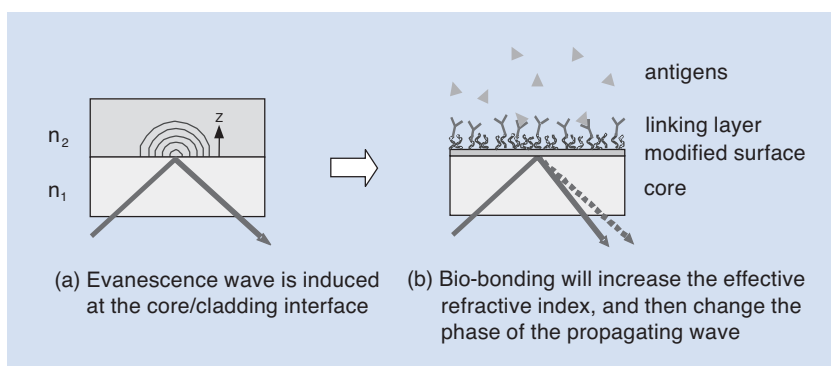


圖 1. 光波導瞬逝波生物感測原理示意圖。

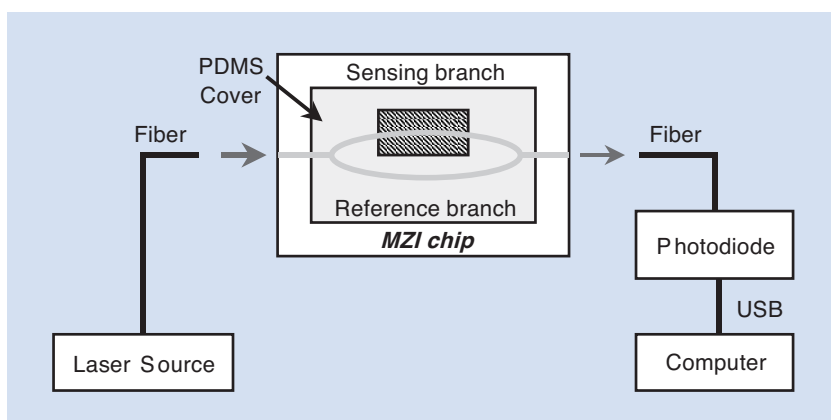


圖 2. MZI 晶片量測平台之架構圖。

極限製作該高解析、高深寬比的分光微結構。在考量微加工能力、塑膠材料的光學性質、光耦合效率以及偵測靈敏度等因素，本研究使用近紅外光 ( $\lambda = 1310 \text{ nm}$ ) 作為檢測光源，設計的 MZI 規格如下：波導橫切面尺寸 (cross section) 為  $6 \mu\text{m} \times 6 \mu\text{m} \pm 0.5 \mu\text{m}$ ，核心與覆層折射係數差  $\Delta n$  為 0.004。其中 Y-branch 尖端尺寸為  $1 \mu\text{m}$ ，深寬比為 6 左右。圖 3 是利用 BeamPROP 軟體模擬近紅外光源在上述波導結構的光傳導行為。由模擬結果可知，此 MZI 晶片的導光效率可達 90% 以上。

### 三、折射係數的調控

本研究採用 SU-8 光阻作為光波導材料，該光阻經一般光阻製程處理後的的折射係數為 1.574 ( $\lambda = 1310 \text{ nm}$ )。為了提供單模態光傳輸的效果，本實驗所設計之光波導核心與覆層材料的折射係數差異極小 ( $\Delta n = 0.004$ )，因此精準而穩定調控光波導覆層材料的折射係數，對於製作高靈敏度光干涉儀而言極為重要。

本研究首先採用紫外光漂白技術 (UV bleaching) 試圖調變 SU-8 光阻的折射係數，但效果並不明顯，但若藉由熱處理方式則可以獲得預期的效果。圖 4 是 SU-8 光阻經標準光阻製程，再經不同溫度熱處理後的折射係數。研究中使用稜鏡耦合

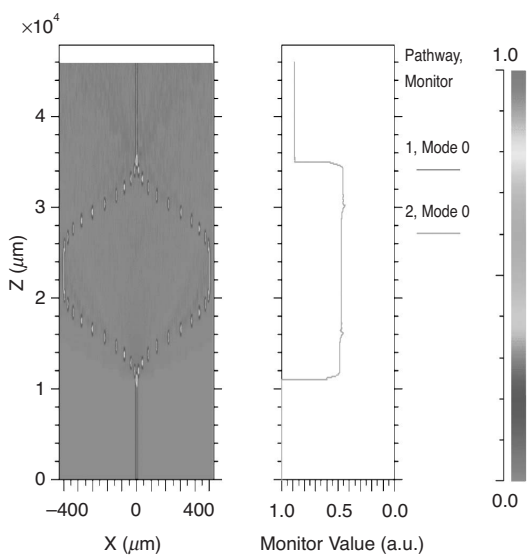


圖 3. MZI 結構之導光模擬圖。

器 (Metricon 2010) 進行材料折射係數的精確量測，其量測靈敏度為 0.0005。圖中顯示當熱處理溫度越高，SU-8 光阻折射係數值越低。由於材料的折射係數代表光在其內傳播速度的指標，折射係數越低，光的傳播速度越快。所以 SU-8 經加熱處理後，可能因其分子結構有序性增加，因此光在通過 SU-8 時受到的阻礙也越小，亦即折射係數越低。

SU-8 光阻在 200 °C 不同烘烤時間處理後的折射係數如圖 5 所示，由量測結果可以看出在該溫度熱處理時，時間長短對 SU-8 光阻之折射係數影響並不大 ( $n \sim 1.570$ )，此與未經熱處理的光阻折射係數差值均相當接近於設計值 ( $\Delta n \cong 0.004$ )，顯示以熱處理方式調變 SU-8 光阻折射係數是一種精確而穩定的方法。

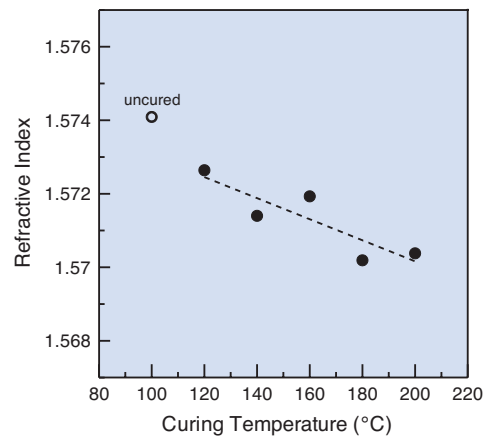


圖 4. 不同溫度熱處理後對 SU-8 折射係數之影響。

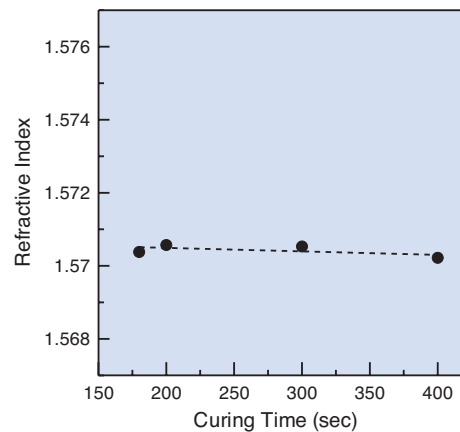


圖 5. SU-8 光阻經不同時間熱處理後的折射係數 (熱處理溫度為 200 °C)。

## 四、高解析光刻

MZI 晶片是利用 Y-branch 的結構進行分光，所以當 Y-branch 的尖端 (tip) 太大，將會造成光波的嚴重散射，此現象可由圖 6 的光學模擬結果得到驗證。圖 7(a) 是經標準 UV 光阻製程所光刻的 SU-8 Y-branch 結構，圖中顯示其尖端尺寸因光的繞射效應變寬至  $3.6 \mu\text{m}$  左右，遠大於原設計值 ( $1 \mu\text{m}$ )。而在接觸曝光 (contact printing) 製程中，其最大的繞射誤差 (maximum diffraction error, MDE) 可表示為<sup>(1)</sup>：

$$\text{MDE} = \frac{(1+1.5\bar{g})\sqrt{\lambda T}}{2} \left( \sqrt{\exp(b) \left(1 + \frac{a}{4}\right) - 1} \right) \quad (4)$$

其中  $T$  為光阻厚度， $\bar{g} = g/T$ ，而  $g$  是光罩與光阻之間隙， $a = AT$ ，而  $b = BT$ ， $A$  為動態衰減係數 (kinetic attenuation coefficient)， $B$  是自然衰減係數 (nature attenuation coefficient)。為了進一步降低繞射所造成的誤差，以製作低損失的單模光波導分光結構，曝光光源必須做適當的過濾純化，並透過田口實驗將製程參數進行優化處理。圖 7(b) 為調變後的 Y-branch 光刻微結構，其線寬為  $1.2 \mu\text{m}$ ，滿足設計值 ( $1 \pm 0.5 \mu\text{m}$ ) 的要求。圖 8 的 SEM 照片也顯示，以 SU-8 製作的 Y-branch 微結構呈現良好的側壁準直度，其平滑的表面品質可有效減小光散射效應，提供高品質的光波傳輸效率。本實驗乃根據上述光刻與折射係數調變的製程參數，進行 MZI 晶片的製作，其主要製程步驟如圖 9 所示：

1. 旋塗第一層  $6 \mu\text{m}$  SU-8 光阻加熱固化後，作為光波導下方覆層。

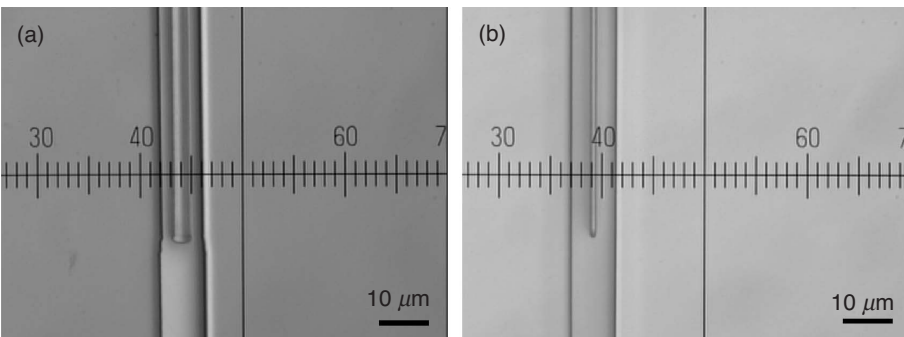


圖 7. (a) 標準製程，(b) 光源純化後的 SU-8 Y-branch 光刻結構 (上視圖)。

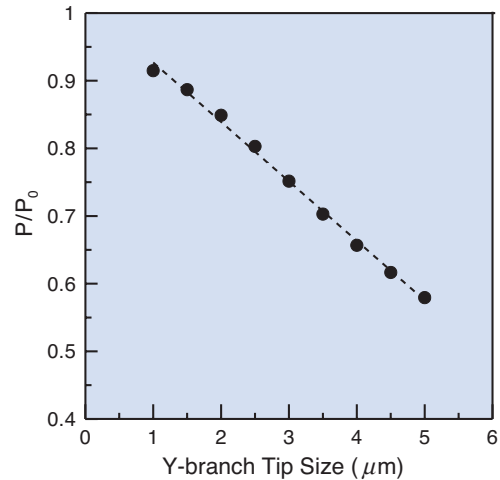


圖 6. Y-branch 尖端線寬與光學模擬傳輸效率之關係。

2. 旋塗第二層 SU-8 光阻，利用高解析度 UV 光刻技術製作 MZI 微結構。
3. 將矽晶圓放置在熱板上進行熱處理，調變 SU-8 光阻折射係數至 1.570 左右。
4. 旋塗第三層 SU-8 光阻，經標準光阻製程，作為光波導核心材料。
5. 最後，將 PDMS (polydimethylsiloxane) 上蓋放置在 MZI 晶片上，作後光波導上方覆層，以及生物檢測的微流道結構。

為了測試 SU-8 MZI 晶片的導光效果，本研究使用單模光纖耦合近紅外雷射光 ( $1 \text{ mW}$ ) 光線進入 MZI 晶片中，並分別在光分歧斷面 (圖 10(a)) 與耦合端 (圖 10(b)) 以 IR-CCD 觀測其導光效果。圖中結果顯示，輸入的光波可成功地在 SU-8 MZI 晶片傳導，而且導光效率相當不錯，其插入與吸收損失總合在 15 dB 以下。

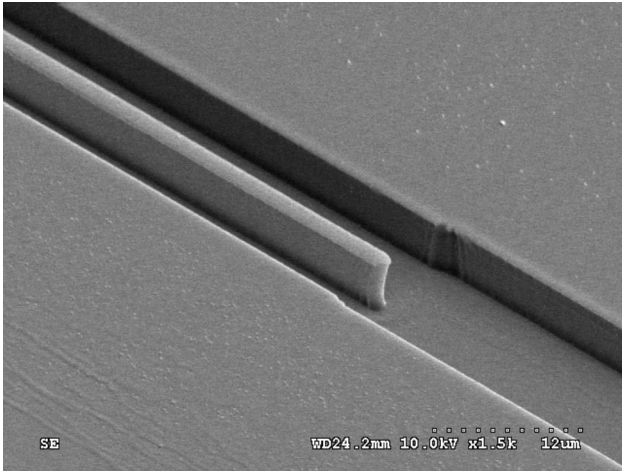


圖 8. 經 UV 光刻製程最佳化後的 Y-branch 微結構 (SEM)。

## 五、生物固定化

在完成 SU-8 MZI 晶片的製作與導光測試之後，實驗中便嘗試將生物探針固定在干涉儀的感測臂上。由於大部分未經處理的聚合物表面都是呈疏水性 (hydrophobic)，因此本研究採用電漿誘導移植共聚法 (plasma-induced graft copolymerization)<sup>(12)</sup> 進行塑膠表面改質以及生物探針固定化處理。該製程主要包含三個步驟：(1) 將聚合物表面暴露於氬 (argon) 電漿中，使表面活化；(2) 再將活化後的 SU-8 光阻浸漬於丙烯酸 (acrylic acid, AAC) 溶液中，使其表面形成聚丙烯酸 (polyacrylic acid, PAAc) 高分子薄膜，完成 MZI 晶片的表面改質；(3) 隨後再將 rabbit IgG (rabbit immunoglobulin G) 溶液滴入完成表面改質的 MZI 晶片，此時 IgG 分子

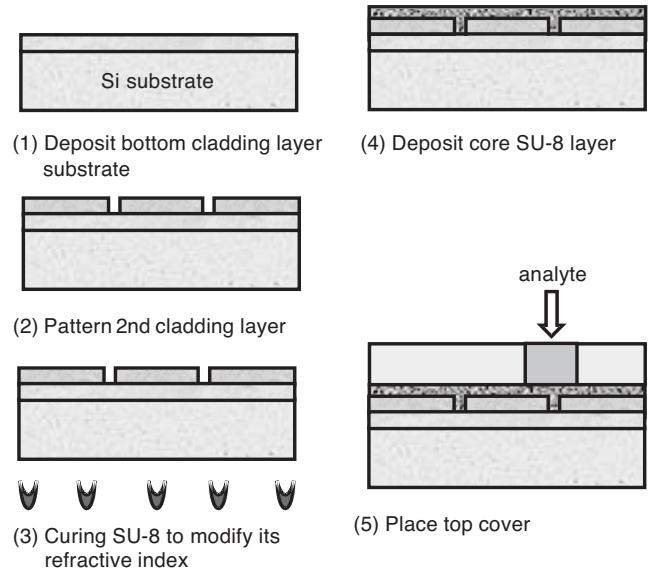


圖 9. MZI 製程流程圖。

會與 AAc 產生穩定的化學鍵結以作為蛋白質探針使用 (圖 11)，並藉由抗原-抗體的專一性反應進行後續的生化檢測實驗。實驗中亦藉由 FTIR 分析確認此電漿誘導移植共聚法的生物探針固定效果。

## 六、MZI 晶片生化檢測

經前述製作與處理程序後，本研究使用不同濃度 anti-IgG 溶液以量測 MZI 晶片的感測靈敏度，量測平台的架構簡圖如圖 2 所示。圖 12 是當 MZI 感測臂浸漬在濃度為  $10^{-11}$  g/mL 的 anti-IgG 溶液時，其光干涉強度隨時間變化的典型反應。圖中顯示在量測初期 (~2 分鐘內)，MZI 晶片的光干涉強度出現明顯的變化，此現象可能是因溶液尚未完全

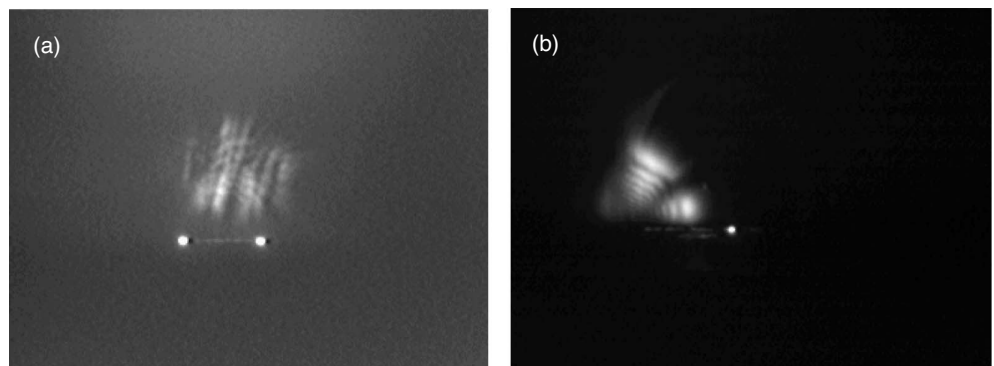


圖 10. 在 MZI 晶片的 (a) 兩個分支處、(b) 光波會合處導光效果的紅外線影像。

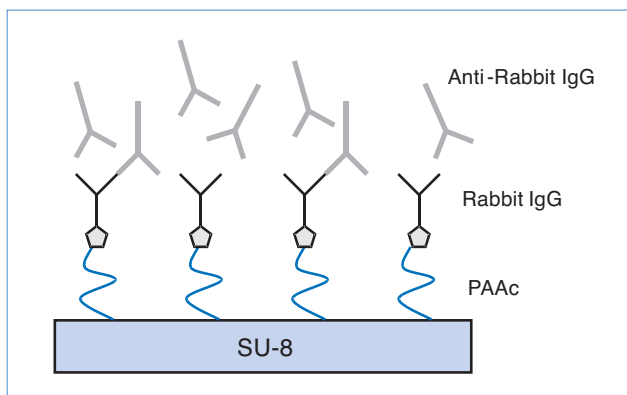


圖 11. SU-8 光阻表面改質示意圖。

濕潤光波導表面，或是抗原－抗體尚未完全反應所致。隨後光干涉強度緩慢提升，並逐漸達到穩定的狀態。

今若選取穩定後 (10–11分鐘) 的平均光強度作為測試檢體的輸出值，並將不同 anti-IgG 濃度的平均光干涉強度作圖 (圖 13)，結果顯示即使在不同的 MZI 晶片上，其干涉光強度與 anti-IgG 濃度均有一致的變化趨勢。而當濃度較高時 ( $10^{-7}$ – $10^{-9}$  g/mL)，MZI 晶片並無法有效鑑別，推測可能是因在高濃度的待測物下，固定的生物探針均已完全反應，因此無法表現出光干涉強度差異，此現象未來可藉由提升生物探針密度加以改善。圖 13 中不同

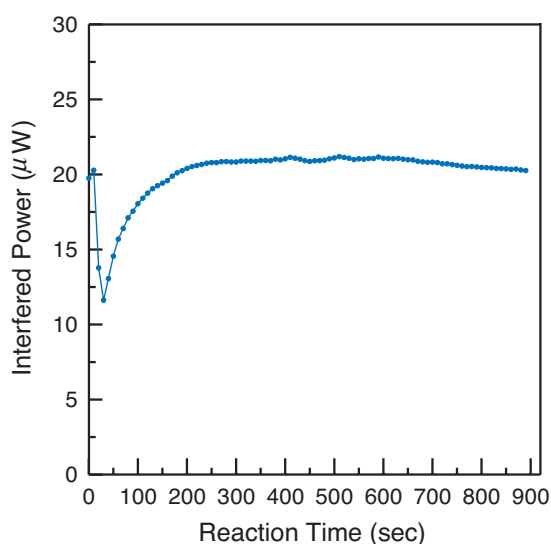


圖 12. 當濃度為  $10^{-11}$  g/mL 的 anti-IgG 溶液浸漬在 MZI 感測臂上的光干涉強度變化。

晶片對於相同檢體濃度的光強度絕對值雖然不同，但 MZI 檢測只需量測待測溶液與參考溶液的相對值，這也是差分 (differential) 量測較絕對量測機制有更高靈敏度的原因之一。此外，圖 13 的初步結果也顯示，目前本實驗所設計製作的 MZI 晶片靈敏度可達  $10^{-14}$  g/mL 左右，是目前 ELISA 與 SPR 生物感測靈敏度的百倍以上。

根據本研究成果的基礎，未來將整合微流體系統以利於生化檢體的自動傳輸，並進一步改善量測的穩定度，未來也將嘗試利用稜鏡或光柵改善光耦合程序的效率。更重要的是，未來若能以 UV-LIGA 技術模造量產低價而且超高靈敏度的 MZI 生物晶片，在工業應用上極具競爭優勢。

## 七、結論

本研究已初步成功的建立一個設計、製造與量測平台，以製作 SU-8 MZI 生物檢測晶片。為了製作單模平面光波導，以提供高靈敏度的光干涉檢測效果，實驗中分別克服了材料光學性質與微加工技術的障礙。本實驗採用熱處理方式調控 SU-8 光阻的折射係數，使核心與覆層材料的折射係數差值精準地控制在 0.004 的設計值左右。在微加工技術上，透過 UV 曝光光源純化與製程優化，成功地製

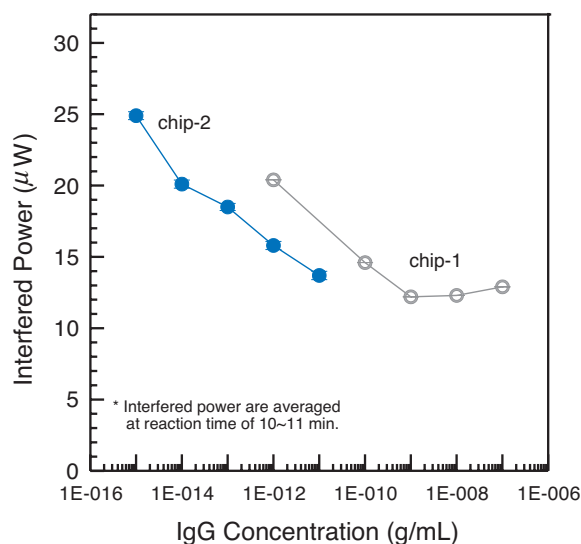


圖 13. 不同濃度的 anti-IgG 溶液浸漬在 MZI 感測臂時的平均光干涉強度。

作出高解析 ( $\sim 1 \mu\text{m}$ ) 與高深寬比 ( $A_R = 6$ ) 的 Y-branch 微結構。從光學量測結果得知，以 SU-8 所製作的光波導結構對近紅外光雷射 ( $\lambda = 1310 \text{ nm}$ ) 有很好的導光效果，其插入與吸收損失總合在 15 dB 以下。若將蛋白質探針固定於 SU-8 MZI 的感測臂上，藉由光干涉機制可以量測到  $10^{-14} \text{ g/mL}$  的 anti-IgG 濃度變化，是目前 ELISA 與 SPR 生物感測靈敏度的百倍以上。MZI 生物感測晶片具有即時分析與靈敏度高的特性，未來更可利用模造技術 (即 LIGA 製程) 大量生產塑膠 MZI 晶片，對於疾病的預防與微量毒物的檢測均具有極大的應用潛力。

## 誌謝

感謝工業技術研究院化學工業研究所趙志強先生及工業技術研究院光電工業研究所陳國祥先生在折射係數量測與光傳輸效率量測的協助，使本研究可以順利完成。

## 參考文獻

1. M. Phillips, K. Gleeson, J. M. B. Hughes, J. Greenberg, R. N. Cataneo, L. Baker, and W. P. McVay, *The Lancet*, 353 (1999).
2. C. M. Willis, S. M. Church, C. M. Guest, W. A. Cook, N. McCarthy, A. J. Bransbury, M. R. T. Church, and J. C. T. Church, *BMJ*, **329**, 712 (2004).
3. W. Gopel, J. Hesse, and J. N. Zemel, *Sensors: Chemical and Biochemical Sensors I*, chap. 12, VCH Weinheim (1991).
4. G. Boisde and A. Harmer, *Chemical and Biochemical Sensing with Optical Fibers and Waveguides*, Boston: Artech House (1996).
5. R. G. Heideman, R. P. H. Kooyman, and J. Greve, *Sensors and Actuators B*, **10**, 209 (1993).
6. F. Brosinger, H. Freimuth, M. Lacher, W. Ehrfeld, E. Gedig, A. Katerkamp, F. Spener, and K. Cammann, *Sensors and Actuators B*, **44**, 350 (1997).
7. S. Busse, M. DePaoli, G. Wenz, and S. Mittler, *Sensors and Actuators B*, **80**, 116 (2001).
8. L. K. LaBianca, S. Rishton, and S. Zohlgarnain, *J Vac.Sci.*

*Technol.*, **B 13**, 3012 (1995).

9. B. Beche, N. Pelletier, E. Gaviot, and J. Zyss, *Optics Communications*, **230**, 91 (2004).
10. J. P. Powers, *An Introduction to Fiber Optic Systems*, Boston: Aksen Associates Inc., 17 (1993).
11. Y. Cheng, C. Y. Lin, D. H. Wei, B. Loechel, and G. Gruetzner, *IEEE J. MEMS*, **8**, 18 (1999).
12. Z. Cheng and S.-H. Teoh, *Biomaterials*, **25**, 1991 (2004).

- 郭承憲先生為國立交通大學機械工程學系博士班學生。
- 黃彥璋先生為國立交通大學機械工程學系碩士班學生。
- 蔡元浩先生為國立交通大學應用化學系碩士，現任國家同步輻射研究中心專案助理研究員。
- 許博淵先生為國立成功大學材料博士，現任國家同步輻射研究中心元件科技小組小組長。
- 周長彬先生為美國田納西州立大學材料博士，現任國立交通大學機械工程學系教授。
- Cheng-Hsien Kuo is a Ph.D. candidate in the Department of Mechanical Engineering at National Chiao Tung University.
- Yen-Chang Huang is a master graduate student in the Department of Mechanical Engineering at National Chiao Tung University.
- Yuan-Hau Tsai received his M.S. in applied chemistry at National Chiao Tung University. He is currently an assistant researcher in Device Technology Group at National Synchrotron Radiation Research Center.
- Bor-Yuan Shew received his Ph.D. in material science and engineering at Cheng-Kung University. He is currently the leader of Device Technology Group at National Synchrotron Radiation Research Center.
- Chang-Pin Chou received his Ph.D. in materials science and engineering from the University of Tennessee, USA. He is currently a professor in Department of Mechanical Engineering at National Chiao Tung University.