

國立交通大學

機械工程研究所

碩士論文

以 UV-LIGA 技術製作平面波導
光干涉式感測器之研究

A Study on UV-LIGA technique for
Fabrication of Planar Waveguide
Optical Interferometric Sensors

研究生：黃彥璋

指導教授：周長彬 教授

許博淵 博士

中華民國九十三年六月

以 UV-LIGA 技術製作平面波導光干涉式感測器之研究

A Study on UV-LIGA technique for Fabrication of Planar
Waveguide Optical Interferometric Sensors.

研究生：黃彥璋

Student: Yen-Chung Huang

指導教授：周長彬

Advisor: Chang-Pin Chou

許博淵

Bor-Yuan Shew

國立交通大學



A Thesis

Submitted to Institute of Mechanical Engineering
National Chiao Tung University
in Partial Fulfillment of the requirements
for the Degree of
Master Science
In
Mechanical Engineering
June 2004

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十三年六月

以 UV-LIGA 技術製作平面波導光干涉式感測器之研究

研究生：黃彥璋

指導教授：周長彬 博士

許博淵 博士

國立交通大學機械工程研究所

摘 要

本論文主要目的為建立 UV-LIGA 相關高解析度光刻與微加工技術，配合光學模擬，設計製作平面光波導光干涉式感測器 (Mach-Zehnder Interferometer, MZI)，並架設光學量測平台用以驗證此感測器之幾何與材料參數之可行性。根據此微加工技術能量，未來可利用模造製程量產塑膠 MZI 生物晶片。

進行高解析度光刻時，我們遇到無法解析 $1\mu\text{m}$ 線寬的問題。本研究除了提出光的繞射效應說明其中可能的機制外，也利用濾鏡濾波方式，留下穿透度高的波段進行曝光，減少光阻的最大繞射誤差。本研究利用田口方法找出最佳化製程參數，成功製作出解析度 $1\mu\text{m}$ ，深寬比 6 的 Y-branch tip 微結構，光波導微溝槽也能符合 $6\mu\text{m} \times 6\mu\text{m} \pm 0.5\mu\text{m}$ 的設計值。

在 MZI 感測性質方面，係利用不同濃度的氯化鈉水溶液進行感測，初步證實 MZI 感測器可偵測到濃度 10^{-6} g/L 的溶液。最後利用上述 MZI 結構進行電鑄模造製程，在塑膠上複製出 MZI 結構。

The Study on UV-LIGA technique for Fabrication of Planar Waveguide Optical Interferometric Sensors

Student : Yen-Chung Huang

Advisor : Chang-Pin Chou
Bor-Yuan Shew

Institute of Mechanical Engineering
National Chiao Tung University

Abstract

The aim of this paper is to develop a UV-LIGA technique which includes high-resolution UV photolithography and microfabrication to fabricate planar waveguide Mach-Zehnder interferometric sensor (MZI) which designed by optical simulation method. The study also set up an optical bench to verify the geometric and material parameters of the sensor. Combing the microfabrication technique, electroforming, and molding process, it's possible to fabricate polymer MZI biochips in the future.

During the high-resolution photolithography process, the resolution of $1\mu\text{m}$ tip structure can not be achieved. This study presents an explanation to explain the mechanism of the problem based on diffraction effect. A solution to filtrate the UV light source with filter is suggested, and using the remaining high-penetration light to photolithograph to come to decreasing the maximum diffraction error. After further optimizing the process parameters by Taguchi method, a Y-branch tip structure can be successfully fabricated. This process had $1\mu\text{m}$ resolution and the aspect ratio was 6, and the cross section of waveguide trench can fulfill the design value of $6\mu\text{m} \times 6\mu\text{m} \pm 0.5\mu\text{m}$.

Several sodium chloride water solution of different concentrations were used to test the sensitivity of the MZI sensor. Preliminary result proved that the sensor can detect 10^{-6} g/L water solution. Finally, the study presented that the polymer MZI structure can be duplicated successfully by electroforming and molding process.

誌 謝

期盼了兩年，辛苦了幾個月，終於完成了自己的碩士論文。兩年的研究生生活之中，有幸接觸許多人、事、物，各方面磨練之下對自己待人處事與專業知識方面都有極大助益，過程之中要感謝的人很多，首先要先感謝父母親的養育及教導之恩，在我漫長的求學生涯中有您們全力支持相伴，讓我能心無旁騖專心學習，沒有您們便沒有今日的我。

感謝指導教授周長彬教授，老師和藹可親又很照顧學生，開明的作風讓我能自由的學習。感謝同步輻射許博淵博士在專業方面的細心指導，每當我實驗上遇到瓶頸時更是不計辛勞的協助我，甚至於犧牲下班的時間也在所不辭。

再來要感謝已畢業的劉昆沛、黃泰源學長，辛苦建立製程基礎並教我實驗技巧使我能順利的完成論文研究。此外要感謝的是工研院化工所的趙志強先生在折射率量測上的大力幫忙，工研院光電所的陳國祥先生在光學量測方面的幫助，萬能科技大學光電系技士陳建銘先生在光學平台架設的經驗指導。還有林志光、林世章、蔡元浩、郭承憲學長在實驗與其他方面的建議與幫助。

接著感謝同窗好友士哲、漢傑、祐銘、志宏、正軒在實驗上互相支援，茶餘飯後的聊天也化解了不少實驗的苦悶。還有交大銲接實驗室的學長林后堯、蔡曜隆、黃和悅、林玄良在這兩年內的協助及經驗上的分享。

最後要感謝周長彬教授、許博淵博士、柯正浩助理教授、傅建中助理教授於口試時的指證與建議。感謝家人的支持，以及貞丰和我的朋友們在這兩年內陪我度過許多歡樂時光和我心情上的低潮期。

僅以此碩士論文，獻給我最親愛的雙親及關心我的親朋好友們。謝謝大家！！

目 錄

	頁次
中文摘要	i
英文摘要	ii
誌 謝	iii
目 錄	iv
表 目 錄	vi
圖 目 錄	vii
第一章 緒論	1
1.1 研究背景與動機.....	1
1.2 研究目的.....	4
第二章 理論基礎	5
2.1 光干涉式生物感測器簡介.....	5
2.1.1 生物晶片與生物感測器.....	5
2.1.2 光干涉式感測器.....	8
2.2 光干涉式感測器原理.....	8
2.2.1 光波導原理.....	9
2.2.2 瞬逝波.....	11
2.2.3 MZI 感測原理.....	12
2.3 高解析度光刻、電鑄、模造製程(UV-LIGA process).....	13
2.3.1 UV-LIGA 簡介.....	13
2.3.2 SU-8 光阻特性.....	16
第三章 實驗步驟	23
第四章 結果與結論	27

4.1	光學模擬與 MZI 結構設計.....	27
4.2	高解析度 UV 光刻製程.....	28
4.3	核心材料選擇與折射率調變.....	30
4.4	MZI 製程.....	31
4.5	光學平台架設.....	32
4.6	光學量測結果.....	33
4.7	電鑄模造製程.....	35
第五章	結論	53
第六章	未來展望	55
參考文獻	56



表 目 錄

頁次

表 2-1	各種光深刻術的比較.....	22
-------	----------------	----



圖目錄

	頁次
圖 2-1 生物感測器之組成.....	18
圖 2-2 生物感測器作用示意圖.....	18
圖 2-3 光波導中的光線全反射及折射示意圖.....	19
圖 2-4 光波導的數值孔徑.....	19
圖 2-5 光波導中的傳導模態.....	19
圖 2-6 光波導瞬逝波生物感測原理示意圖.....	20
圖 2-7 MZI 生物晶片之架構簡圖.....	20
圖 2-8 LIGA 製程流程圖.....	21
圖 3-1 稜鏡耦合器架構與原理.....	25
圖 4-1 MZI 結構示意圖.....	37
圖 4-2 MZI 結構之光學模擬圖.....	37
圖 4-3 UV 光源光刻後的 Y-branch tip 結構.....	38
圖 4-4 Y-branch tip 線寬與光傳導效率關係圖.....	38
圖 4-5 光阻曝光時的繞射誤差示意圖.....	39
圖 4-6 SU8 光阻對各波長光源之吸收度.....	39
圖 4-7 濾除短波長 UV 波段後光刻的 Y-branch tip 結構.....	40
圖 4-8 田口品質實驗結果.....	41
圖 4-9 田口品質決定—圓柱上下直徑差.....	42
圖 4-10 田口品質實驗因子影響圖.....	42
圖 4-11 最佳參數田口驗證實驗結果.....	43
圖 4-12 Δn 值對導光效率之影響.....	43
圖 4-13 各種溫度固化對 SU8 折射率之影響.....	44
圖 4-14 SU8 光阻以 200°C 固化不同時間之折射率.....	44

圖 4-15	MZI 製程流程圖.....	45
圖 4-16	MZI 微結構之 Y-branch tip 上視圖.....	46
圖 4-17	MZI 微結構之 channel 剖面圖.....	46
圖 4-18	光學平台示意圖.....	47
圖 4-19	光學平台實際照片.....	47
圖 4-20	利用長距離顯微鏡與立體顯微鏡在出光與入光處作光纖/光 波導初步對準.....	48
圖 4-21	Half-MZI Chip 光傳導實驗結果.....	48
圖 4-22	MZI Chip 光傳導實驗結果.....	49
圖 4-23	氯化鈉水溶液 MZI 干涉實驗.....	49
圖 4-24	金屬模仁之 SEM 照片.....	50
圖 4-25	金屬模仁之外觀.....	50
圖 4-26	電鑄遮罩造成電力線重新分布示意圖.....	51
圖 4-27	電鑄遮罩對金屬模仁平坦度之影響.....	51
圖 4-28	熱壓成形成品之 SEM 觀察圖.....	52

第一章 緒 論

1.1 研究背景與動機

近年來生物技術的長足進步，已開創許多生命範疇的全新可能，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，更讓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、儀器所需空間小而具機動性、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。

一般而言，生物晶片可概分為微陣列晶片(micro array)與系統晶片(lab-on-a-chip)兩種型式。微陣列晶片主要是利用為數眾多而本質不同的已知生物組織作為探針(probe)，經與單一待測物雜交(hybridize)後而有特定的反應結果，並以此生物表現作為檢測之基準。系統晶片則是藉由微流體系統將多樣的待測物傳輸至特定位置，並利用電化學、化學、光、熱、電等機制進行生物體檢測。典型的例子包括電泳晶片、表面電漿共振(surface plasma resonator,SPR)感測器、聚合酶鏈反應(PCR)晶片等。生物晶片技術的研發，至今已有相當的研究成果，國內外已有許多技術實際進行商業化的生產。然而，目前的生物微系統技術仍有許多尚待改善

的空間，其中主要包括：

1. 提昇敏感度，利於及早發現有害物質，或是以最少的檢體進行多樣檢測。
2. 無須進行檢體的前處理(例如分類、純化、複製或螢光標識)，以便於縮短檢體處理時間與簡化周邊設備。
3. 可拋棄式低價晶片，以免檢體互相污染而影響檢測結果。
4. 簡化系統，以便於機動檢測。

而光干涉式生物晶片，除了一般光學優點如環境容忍度高、容易積體化、不受電場干擾等之外，還具有極高的靈敏度、可動態偵測(dynamic sensing)，整合塑膠材料之後更可以達到可拋棄與低價的目的。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，惟受限於製程技術，早期的系統均是以光纖作為光波導元件，無法將光干涉儀的功能在微小的晶片上呈現。近年來隨著微機電技術的快速發展，在國外已有許多研究人員投入 MZI 生物晶片的研發，目前又以荷蘭 Mesa 研究中心，德國 Max-Plank 研究中心與 IMM(Institut für Microtechnik Mainz)的研究成果最為顯著[1,2,3]。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。至於在國內，雖然已有相當的生物晶片技術研發，但目前並無有關光波導干涉式生物晶片的研究計劃或成果發表，主要的技術瓶頸之一在

於製造光波導所需的高解析、高精度的微加工技術。

為了達到良好的導光效率，MZI 結構中的 Y 型(Y-branch)光波導張角必須控制在 1° 左右，因此使用的微加工技術必須有足夠的解析力($\leq 1\mu\text{m}$)才能製造出該分叉點(Y-branch tip)的高深寬比精密波導結構。除此之外，光波導結構對於表面品質與結構精度也有極高的要求，對於微加工製程技術而言均是嚴苛的挑戰。因此為了滿足未來生物晶片的性能要求，本論文擬以高解析微加工技術製造塑膠平面光波導結構為基礎，進行光干涉式(Mach-Zehnder Interferometer, MZI)生物晶片的系統技術研發。



1.2 研究目的

本論文配合光學模擬設計，建立 UV-LIGA 相關高解析度光刻與微加工技術，製作平面光波導光干涉式生物感測器 (Mach-Zehnder Interferometer, MZI)，並架設光學量測平台用以驗證此感測器之幾何與光學參數之可行性。根據此微加工技術能量，未來可利用模造製程量產塑膠 MZI 生物晶片。



第二章 理論基礎

2.1 光干涉式生物感測器簡介

生物感測技術(biosensing technology)是泛指對於生物樣本(biological sample)中的微量化學、生物分子濃度或分子間的反應進行檢測分析。而感測技術的重點，便是生物感測器(biosensor)的開發與研究。

2.1.1 生物晶片與生物感測器

生物晶片的概念起源於二十世紀 80 年代後期，歐美許多研究單位體認到結合微電子、微機械、生命科學和生物訊息等綜合產物——生物晶片，其發展和應用避將會為二十一世紀帶來一場生物技術革命。總體來說，生物晶片研究在國際上仍屬於初期發展階段，但已有許多重大成果，如基因晶片(gene chip, DNA chip or microarray)、蛋白質晶片(protein chip)，微流體晶片(microfluidics)及微處理晶片或系統晶片(lab-on-a-chip)。科學家們預估在西元 2005 年後生物晶片將廣泛的應用在不同的領域，如人類的遺傳性疾病、傳染性疾病的醫療檢測、新藥的開發及藥效評估、環保水質及毒性氣體量測以及與民生息息相關的農業上，如動植物的疾病檢測、育種計畫及品種改良等，人類的生活品質也將大幅改善[4]。

廣義的說，生物晶片是指運用分子生物學、分析化學、生化反應等原理進行設計，在玻璃、矽晶片及塑膠等材質上，結合精密微機電製造技術與生物醫學技術製成應用於生物化學分析的產品，其作用對象可以為基因、蛋白質或細胞組織等。生物晶片技術的主要特點是其分析結果

的可信度與精確度高、分析速度快、所使用的樣品及試劑少，可獲得整體性的實驗數據[5]。

生物晶片依功能可分為兩種：微陣列晶片（micro array）與系統晶片（lab-on-a-chip）[6]。在微陣列晶片上種植不同的探針，可以是基因片段、短鏈核酸形成基因晶片、若種植蛋白質則形成蛋白質晶片。近年來已有其他類型之微陣列晶片之開發，例如酵素晶片可以取代試管來進行生化反應。系統晶片是將檢體前處理程序或分析程序在一微小化的空間進行，視晶片用途已有檢體前處理晶片、毛細管電泳分析(CE)晶片以及多功能處理晶片等。

生物晶片的功能性，主要是靠各種不同的生物感測器(biosensor)來達成。一般說來，要構成生物感測器必須要有兩個基本部分：一、分子辨識單元(molecular recognition unit)，二、信號轉換單元(signal transduction unit)，如圖 2-1 所示。依其信號轉換系統的形式，可以分成光學、電化學、磁學以及壓電式生物感測器[7]。

1. 分子辨識單元：

用來與待測受質(receptor)交互作用(interaction)的部分。也就是類似一個「陷阱」，可以吸引受質並「捕獲」住；再接著引起後續的信號傳遞(signal transduction)。設計分子辨識單元有兩項指標：愈高的選擇性(selectivity)及愈強的親和力(affinity)愈好。基本上從生物分子中，如酵素(enzyme)、抗體(antibody)等等所取得的辨識單元經千萬年演化後，具極高的選擇性及很強的親和力，科學家們利用它們來建構感測器，因此常

通稱為生物感測器(biosensor)。也有研究者自行設計或是類比天然的生物分子，利用合成技術製造出感測器，通稱為化學感測器(chemosensor)；或許現今化學感測器分子的辨識單元其選擇性及親和力還無法媲美生物感測器，但是生物分子的辨識單元其受質受限於常常只與生物有關，但以分子設計的受質應該是沒有任何限制。因此化學感測器或是分子辨識單元正快速地發展著。

2. 訊號轉換單元：

我們無法看到受質是否被分子辨識單元所「辨識」，因此感測器中需要告訴我們的讀出單元(readout unit)，即將分子的辨識行為直接轉換為可被讀出的訊號。常用的訊號轉換方式有兩種：可轉換成(1)電化學訊號(electrochemical signal)或(2)光學訊號(optical signal)。電化學訊號可能以導電度(conductivity)改變或電位(electric potential)變化來表現；光學訊號則以顏色變化、莫爾吸光係數(molar absorption coefficient)的改變、螢光強度(fluorescence intensity)增減或波長移動來表示。

感測器的整個作用流程可從圖 2-2 中看出：首先感測器的分子辨識單元與特定受質反應形成複合物，複合物的訊號轉換單元被誘導而產生物理化學訊號改變，這訊號變化經由儀器監測而直接被觀測到。

分子辨識與訊號轉換兩單元的整合是相當重要的，它直接反應到微觀(microscopic)的分子行為是否能有效的被巨觀(macroscopic)讀出。有極佳的分子辨識單元但無法輕易被觀察，算是設計不良的感測器；有極靈敏的訊號轉換單元但無法辨識特定受質，也是枉然。

2.1.2 光干涉式感測器

在生物感測器中，利用光學方式作為信號轉換單元的稱為光學式感測器。一般來說，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[8,9]，而 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，可達 10^{-6} RIU ($\sim \text{pg}/\text{mm}^2$)，約為 SPR 生物晶片的 10 倍靈敏度，有利於即早發現病灶或微量毒物[1]。
2. 檢體無須進行前處理，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簡單的光二極體偵測，無須複雜昂貴的光學檢測機制。
4. 平面光波導結構適合微小化，並與其他的製程或元件進行積體化整合。
5. 光波導材料可以光學塑膠取代，並以模造製程進行量產，大幅降低晶片成本。
6. 適合進行即時(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，無須能量驅動元件，因此元件製程可靠度可相對提昇。

2.2 光干涉式感測器原理

馬赫任得光干涉式感測器(Mach-Zehnder Interferometer, MZI)最初是利用光學平台來實現，利用光分歧器將一束光分為兩束，一為感測端

(sensing)，一為參考端(reference)，最後兩束光合而為一後得到干涉條紋。但利用光學平台一來不容易積體化，二來所費不貲，因此有人想出利用光波導結構來實現 MZI 功能[10]，之後本論文皆以 MZI 來簡稱馬赫任得光干涉式感測器。本研究主要利用高精密度微加工技術來製作光波導式 MZI，光波導的幾何結構和材料性質與 MZI 的效能密不可分，因此接下來先介紹光波導的原理，有了基本知識後，對瞭解瞬逝波與 MZI 原理將更為容易。

2.2.1 光波導概述

光波導的基本結構如圖 2-3[11]，是由核心層(core)外面覆蓋包覆層(cladding)所構成，其原理與光纖傳送原理相同，以幾何光學來說明較以電磁理論說明來得容易理解。當光線由一種介質進到另一種介質，且兩介質折射率不同，則會發生折射現象(refraction)，也就是光波行進的方向會偏折，如圖 2-4 所示[12]。假設光線由折射率為 n_1 的介質，以入射角 θ_i ，進入折射率為 n_2 的介質，則折射的光線與法線的夾角為 θ_r ，且滿足下列之折射定律，我們稱為Snell's Law：

$$n_1 \sin \theta_i = n_2 \sin \theta_r \quad (2-1)$$

根據折射定律，可知若光線由高折射率的介質進入低折射率的介質，則折射角將會大於入射角，或者說，會更偏離法線。假使我們令入射角 θ_i 越來越大，在某入射角 θ_c 時，折射角恰等於九十度，也就是折射光將沿著界面前進；此外，如果入射角大於 θ_c ，則光線就會完全折回到入射所在的介質中，此現象稱為全反射(Total Internal Reflection, TIR)，而 θ_c 稱

為臨界角(critical angle)。令折射角為 90 度，代入公式 2-1，則可得到臨界角的公式：

$$\theta_c = \sin^{-1}\left(\frac{n_2}{n_1}\right) \quad (2-2)$$

要使得光線在其光波導內順利傳導，就必須讓入射光的角度大於臨界角，使入射光產生全反射，才可以避免光線折射出包覆層後即消失的狀況。簡單的說，只有在入射角大於臨界角的光訊號才能在光波導路內傳送。

為了滿足全反射的條件，對於入射到光波導端面的光，並不能全部被波導所傳輸，只有在某個角度範圍內的入射光才可以。如圖 2-4 所示，入射波導之光線 1，首先在核心與空氣界面處折射，隨後在核心與覆層的界面上，若其入射角大於臨界角 θ_c ，則在界面處發生全反射，使光纖回到核心中，並且在核心中持續來回反射並向前傳播。另一方面，若入射角超過接收圓錐，以致在核心與覆層界面處的入射角度小於 θ_c ，則光纖將漏失至外界，如圖中之光線 2。因此波導將有一個最大受光角 θ_0 ，把其正弦值定義為數值孔徑(numerical aperture, NA)，如下式：

$$NA = \sin \theta_0 = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (2-3)$$

由幾何光學的觀點來解釋波導中光的傳播現象並不能獲得所有相關資訊，比如說我們可能認為在受光角內任何角度入射波導端面的光，都能在核心中傳遞，但事實上，只有少數幾種入射角度的光線可以傳遞，對應於這些特定入射角度的光波，都是波導的傳導模態(guided modes)之

一，每一傳導模態都是對應馬克士威爾(Maxwell's equation)方程式的一個解，並且滿足相關的邊界條件。與核心軸線夾角最小的為基本模態(fundamental mode)，其他還有一階模態(first-order mode)、二階模態(second-order mode)等。如圖 2-5[12]。

波導內可傳導的最大模態與光波長、核心層及包覆層折射率、光波導尺寸有關，最大模態數可由下面的公式得到[9]：

$$N_m = \frac{4a}{\lambda} \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (2-4)$$

其中 N_m 為最大模態數， a 為波導半徑， λ 為波長， n_1 及 n_2 則分別為核心與包覆層的折射率。

2.2.2 瞬逝波

瞬逝波是發生於兩種不同光傳輸介質之界面上，當光由重介質(dense medium)射入輕介質(rare medium)且發生全反射時，在折點處，會有部分電磁波穿出重介質，此穿出之電磁波即稱之為瞬逝波(evanescent wave)。圖 2-6 為瞬逝波產生之示意圖，瞬逝波的強度隨其傳遞距離(z)而遞減，其關係式如下[8]：

$$E = E_0 \cdot \exp\left(-\frac{z}{d_p}\right) \quad (2-5)$$

式 2-5 中 E_0 是瞬逝波的初始強度， d_p 為穿出深度(depth of penetration)，定義為穿出之電磁波強度(E)遞減至剛穿出強度(E_0)的 $1/e$ 所需之距離。此深度可由下列數學式表示[8]：

$$d_p = \frac{\lambda}{2\pi n_1 \sqrt{\sin^2 \theta - \sin^2 \theta_c}} \cong \frac{\lambda}{2\pi \sqrt{n_1^2 - n_2^2}} \quad (2-6)$$

其中 λ 為光波長， n_1 為重介質之折射率， n_2 為輕介質之折射率， θ 為入射角， θ_c 為臨界角。瞬逝波可與周遭之待測分子進行吸收作用，進而降低電磁波強度。另外，穿出之電磁波亦可用於激發周遭分子，使其釋放出電磁波，再加以偵測。

2.2.3 MZI 感測原理

MZI之基本原理是利用光在光波導內傳遞時，在核心/覆層介面全反射，會伴隨一瞬逝波往覆層擴散，如圖 2-6(a)和圖 2-6(b)所示。因瞬逝波的效應，若覆層表面結構變化，將會影響光傳導的有效折射係數(n_{eff})，亦即改變光傳導的速度[8]。今若將平面光波導製作為Mach-Zender干涉儀(圖 2-7)，並在干涉儀的其中一支上固定生物探針，當待測物中含特定的生物體與生物探針產生鍵結反應時，如圖 2-6(c)所示，將會影響光傳導的行為，並因相位的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，因此光強度的變化將可作為檢測的基準。其中相位的變化可用下式表示[1]：

$$\Delta\phi = L(2\pi/\lambda)\left(\frac{\partial N}{\partial n_{eff}}\right)\Delta n_{eff} \quad (2-7)$$

其中 L ：MZI 感測端(sensing branch)的長度

λ ：光波長

N ：對應波導中傳導模態之有效折射係數(effective refractive

index of the mode)

Δn_{eff} ：覆層的有效折射係數的改變

2.3 高解析度光刻、電鑄、模造製程技術(UV-LIGA Process)

LIGA 製程技術為微機電(Micro-Electro-Mechanical Systems, MEMS) 其中一部份，其特點為高解析度、高深寬比的光刻，以及之後的電鑄、模造製程，利用此技術可以大量翻造微加工成品，達到降低成本的目的，在工業應用上極有貢獻，因此越來越多的研究朝此技術發展。


2.3.1 UV-LIGA Process 簡介

UV-LIGA 與 LIGA 的不同點在於使用的光源與曝光光罩，之後的電鑄與模造製程基本上是相同的，下面先介紹 LIGA 製程當作基礎，再說明 UV-LIGA 與 LIGA 的不同之處。

LIGA 製程技術為 1978 年由德國 Karlsruhe Nuclear Research Center 的 Institut für Mikrostrukturtechnik (IMT) 為了處理核能鈾料分離問題，所發展出用以製造高深寬比元件的微製造技術。LIGA 結合了積體電路的光刻術(Lithography)、電化學的電鑄翻模(Electroforming)及高分子材料模造技術(Molding)，其中光刻術利用高強度及高準直性的同步輻射 X 光，光刻品質可達深寬比超過 100 以上、厚度 1000 μm 、橫向精度 0.25 μm 、表面粗糙度介於 0.03~0.05 μm 的微結構，此外利用電鑄及模造可以大量翻造高深寬比(high-aspect-ratio)或複雜的 3D 形狀微結構，支援元件強度及增加

電、磁制動特性。其標準製程如圖 2-8 所示[13]，敘述如下：

- 1.首先在基板上鋪上一層相當厚度的高分子光阻材料，此光阻材料的選擇端視所使用的光源而定。X 光經由特殊設計與製造的光罩(mask)照射在光阻上，將照射過 X 光的光阻顯影(developing)後，即可得到由光罩圖案轉移(pattern transfer)的光阻模版。
- 2.光刻程序所得到的光阻微結構，就作為電鑄程序中的模版，在電鑄過程中，金屬會逐漸填滿光阻微結構間的空隙，當電鑄過程結束後，除去光阻就可以得到互補的金屬微結構。
- 3.以金屬微結構作為模仁(mold insert)，經由熱印壓模或射出成型等技術量產塑膠微結構，或者由這些塑膠微結構再經第二次電鑄而量產金屬微結構。



由於同步輻射 X-ray 光刻設備的特殊性和光罩製作困難等因素的影響，使得 LIGA 製程在發展速度上顯得緩慢。因此，尋求其他替代性光源來發展 LIGA 製程技術便顯得重要，目前常使用的替代性光源有紫外光(UV-LIGA)、準分子雷射(Laser-LIGA)、反應性離子蝕刻法(ICP-RIE LIGA)，這些利用替代性光源來進行深蝕光刻術的 LIGA 製程就統稱為 LIGA-like 製程。雖然替代性的光源在深度、精度及深寬比遠不及同步輻射 X 光，但是在生產成本、耗時性、製程彈性方面佔有很大優勢，近年來隨者旋轉塗佈機(Spin Coater)發展，與新型光阻材料的開發，再加上光刻設備的改良，使得類 LIGA 技術亦可獲得令人滿意的加工品質，故類 LIGA 技術仍具有很大的發展潛力。表 2-1[14]為各種光刻術的比較。

在光學方面的應用上，需要較佳的表面粗糙度，紫外光(UV-LIGA)又優於其他的類 LIGA 製程。UV-LIGA 製程與 LIGA 最大的不同有兩點，一是它的光源是很普遍的紫外光，而且不需要製作特殊的光罩(相對於 LIGA 而言)以供曝光，若配合上有高解析、感光度的厚膜光阻(SU-8、JSR)，即可實現低成本的 LIGA 製程。SU8 光阻製程主要的步驟分為下列幾項：

- 1.光阻塗佈(Coating)：透過調整旋轉塗佈機的轉速，以精確的控制光阻在晶片上的厚度，轉動速度愈快，光阻的厚度將愈薄，且厚度的均勻性也愈理想。
- 2.軟烤(Soft Bake)：或稱為曝光前烘烤，是用來將晶片上的光阻層溶劑從光阻裏除去的步驟，使光阻由原來的液態，經軟烤之後，而成為固態的薄膜。
- 3.曝光(Exposure)：利用 UV 光源透過光罩，然後照射在厚膜光阻上進行圖案的轉移。
- 4.曝後烤(PEB)：以負光阻為例，曝光完後光阻即開始進行鍵結，但是反應速度過慢，因此升高光阻的溫度以加速曝光光阻的鍵結，若是正光阻則加速曝光光阻的分解。
- 5.顯影(Development)：將曝光之後的晶片放入顯影液中，依照正負光阻的特性，除去晶片上曝過光或未曝過光的光阻，以完成光阻模板。
- 6.電鑄(Electroplating)：電鑄是生產金屬結構的製程，將模板當作是陰極，欲電鍍之金屬材料為陽極，將陽極及陰極放入電鍍液中，通上



電流可將金屬離子還原成各類金屬或合金。

7. 除去剩餘的光阻：將電鑄完成後的晶片除去光阻模板，在晶片上僅剩下我們所要的金屬結構。

2.3.2 SU-8 光阻特性

SU-8 是由美國光阻公司 Microlithography Chemical Corp., MMC 所推出的一種負型厚膜光阻，商品名稱為 NANO™ XP SU-8。此光阻的上市可以說打破了原本高深寬比微系統技術 (High-Aspect-Ratio Microsystem Technology, HARMST) 在紫外光-類 LIGA 製程應用的極限：300 微米。也就是說在此之前，甚至到了今日，幾乎沒有任何紫外光厚膜光阻，既使在多次旋轉塗佈後，可以達到厚度 300 微米且仍能維持微結構的完整性。

SU-8 為環氧型態負光阻，其本身屬於化學增幅放大型光阻，具有極優越的敏感度和高深寬比性，故經常用於製造高精度的微結構，此種光阻主要的特性有下列幾點[15]：

1. 在近 UV 光譜下具有非常低的光吸收性，也就是穿透率極高，可讓整個厚度的光阻，得到均勻的曝光劑量，有助於尺寸的控制和垂直的側壁。
2. 在 UV 光下具有非常高的透明度，所以它容易在沒有散射的情況下曝的更深。
3. 單次旋轉塗佈膜厚可達 200 μm 。
4. 具有極佳的熱和化學穩定性，常被應用於製造高深寬比微結構、封

裝、生醫方面。

5.具有低分子量，能均勻的散佈在有機溶劑中，形成高濃度的混合物。



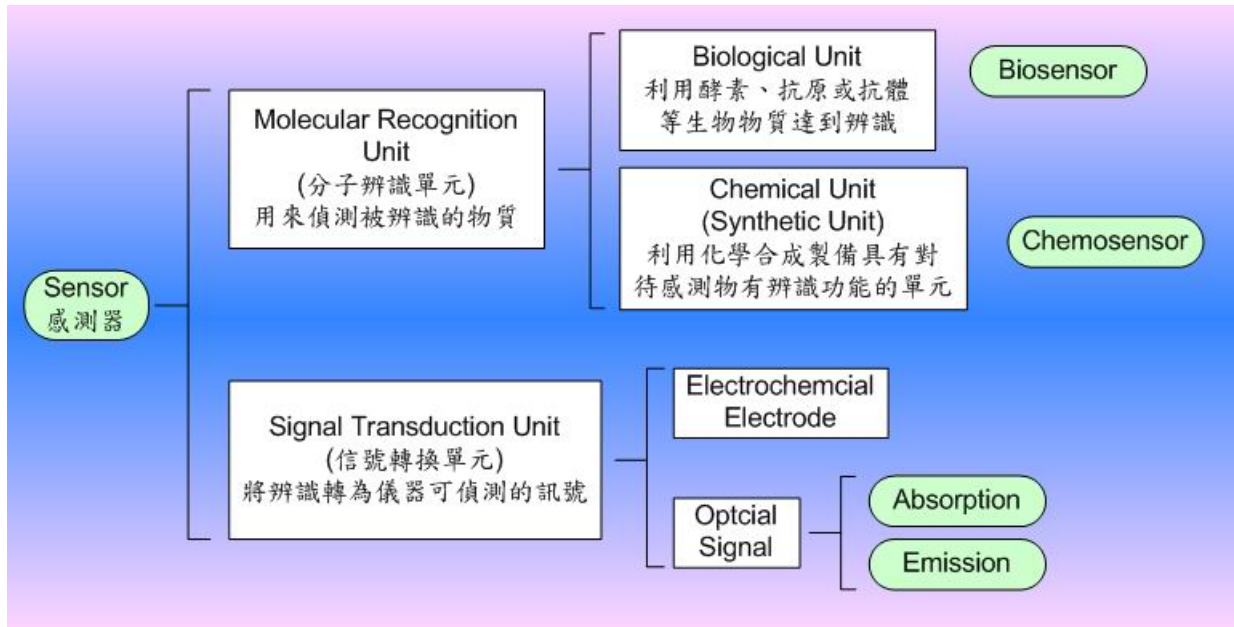


圖 2-1 生物感測器之組成

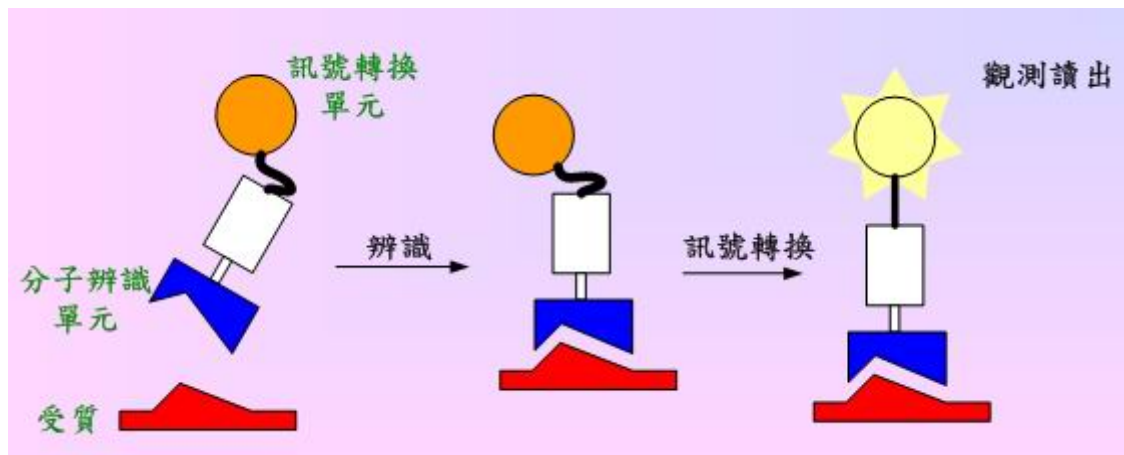


圖 2-2 生物感測器作用示意圖

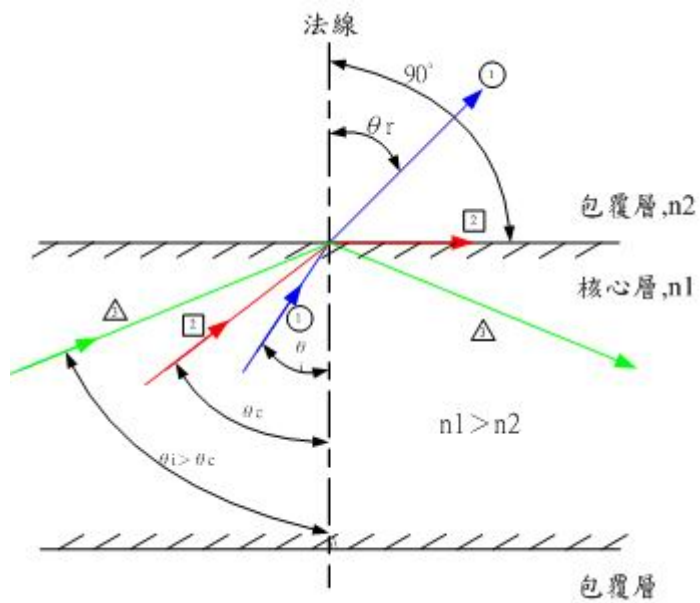


圖 2-3 光波導中的光線全反射及折射示意圖[11]

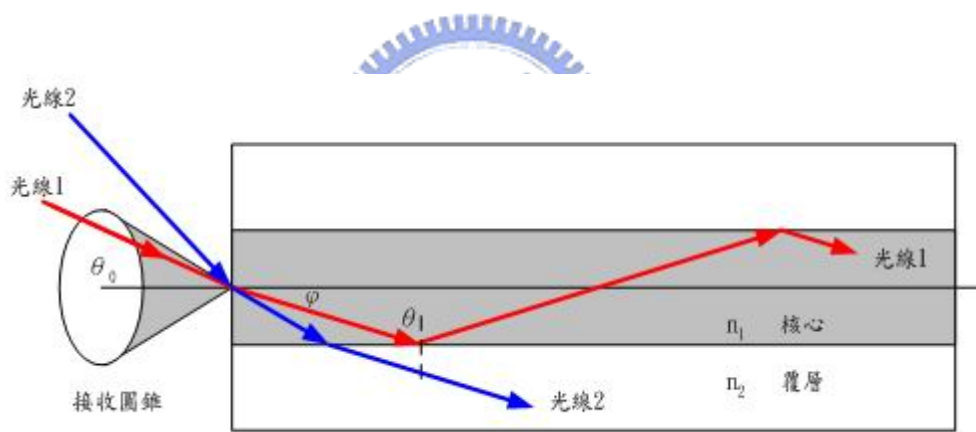


圖 2-4 波導的數值孔徑[12]

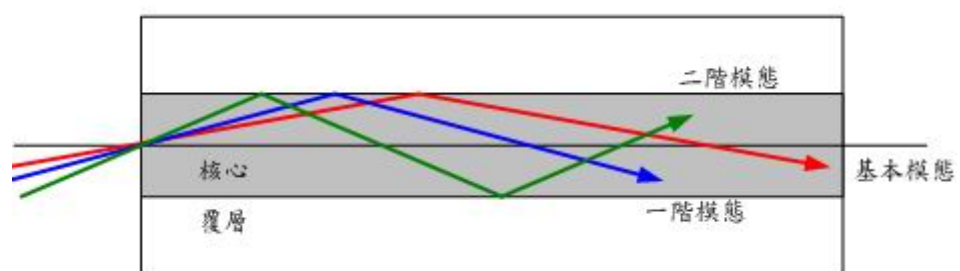


圖 2-5 光波導中的傳導模態[12]

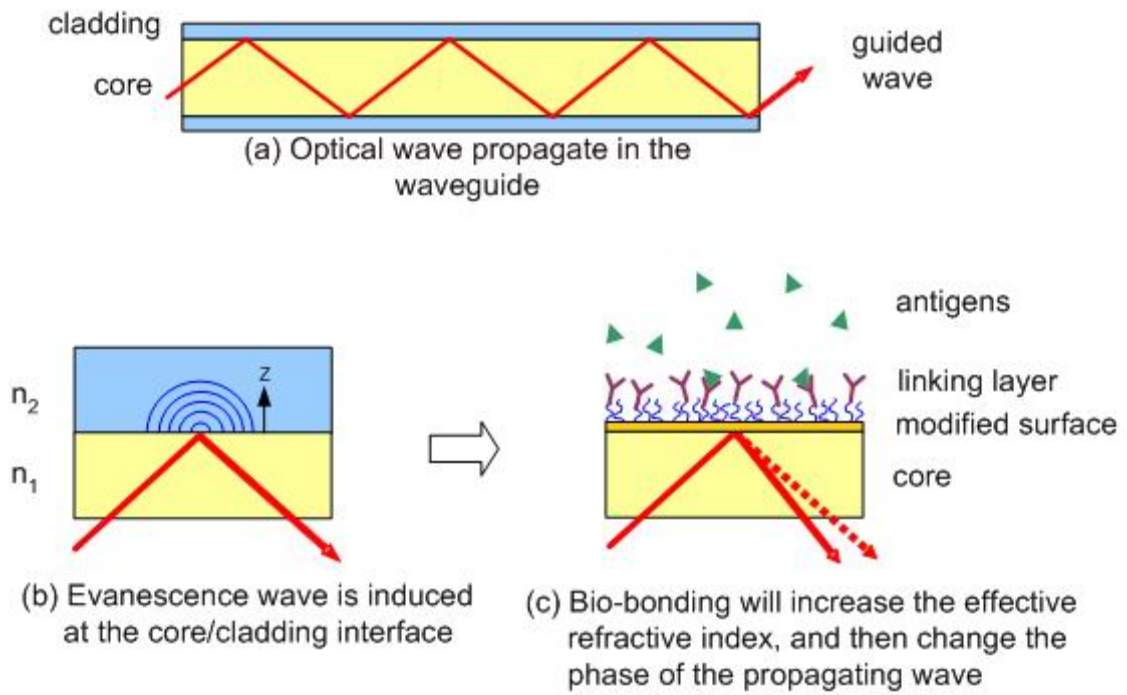


圖 2-6 光波導瞬逝波生物感測原理示意圖

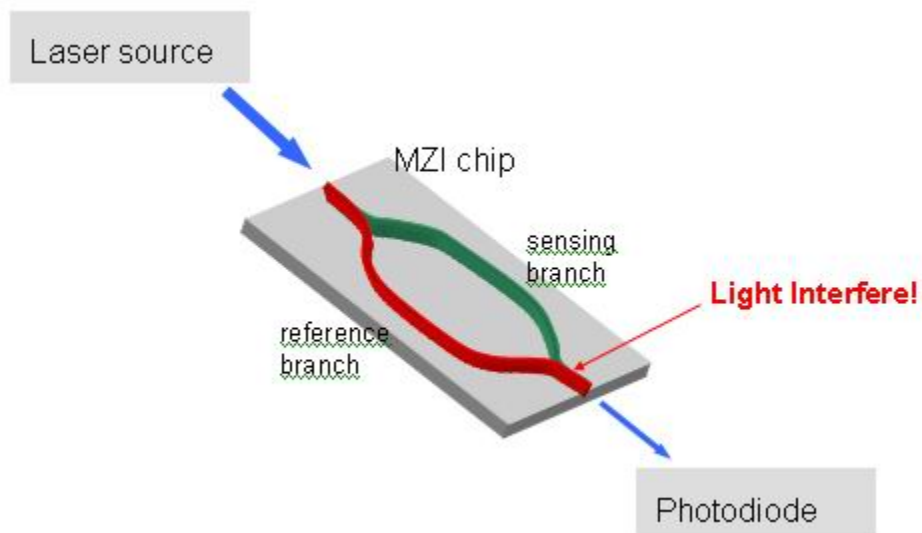


圖 2-7 MZI 生物晶片之架構簡圖

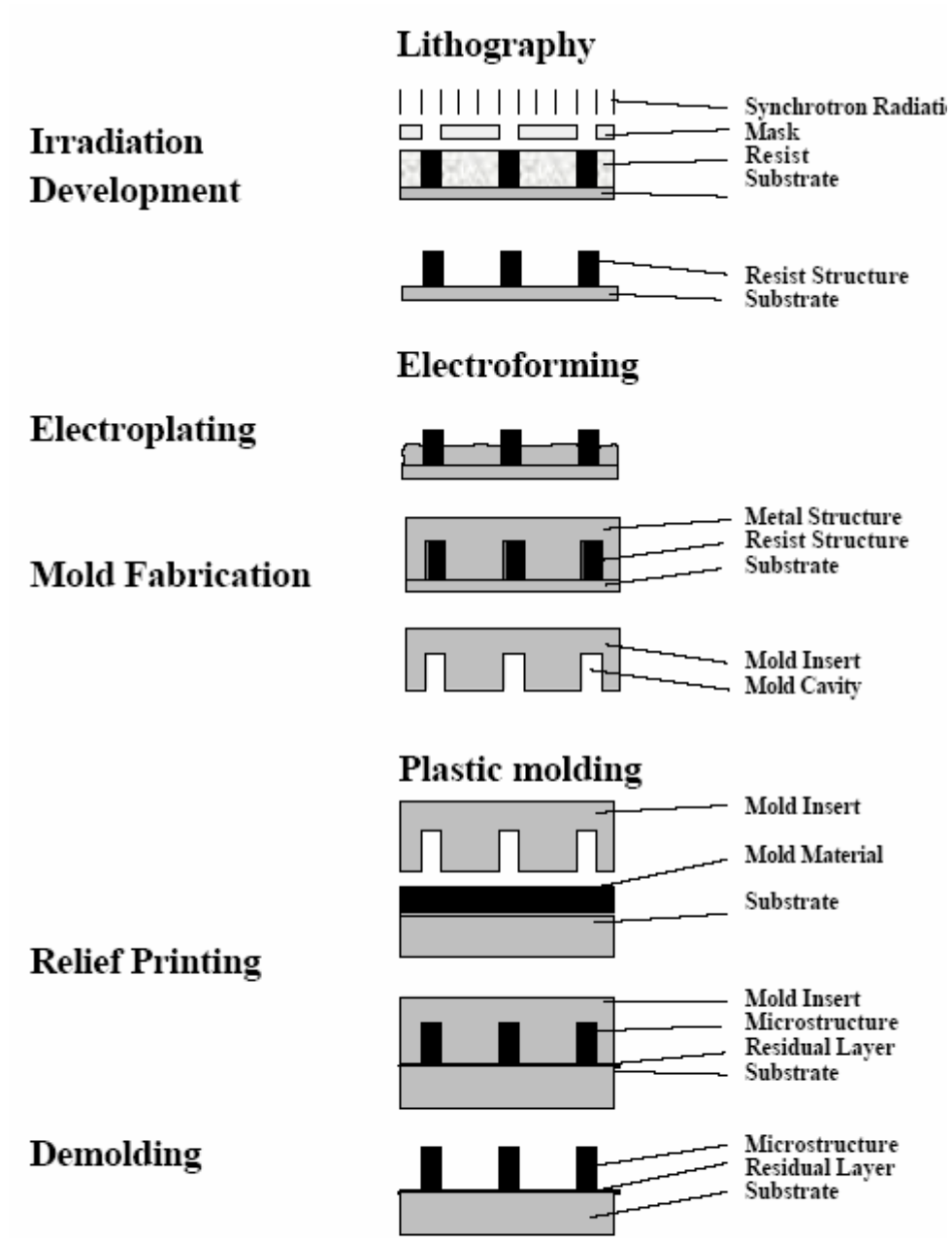


圖 2-8 LIGA 製程流程圖[13]

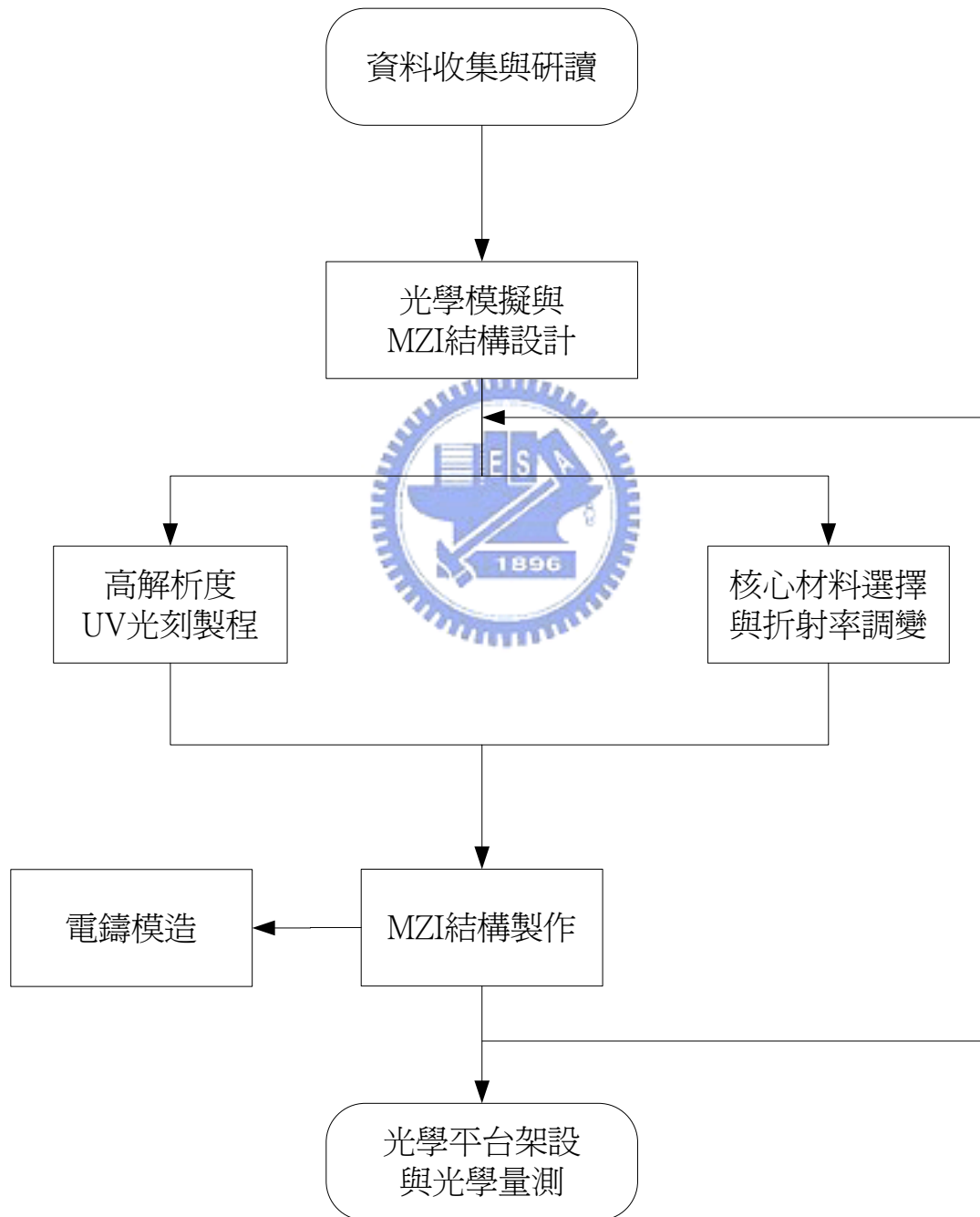
表 2-1 各種光深刻術的比較 [14]

Method	Depth (Max.)	Aspect Ratio (Max.)	Linewidth Control	Cost
Photolithography	~100 μm (Absorption limited)	~5	Poor	Low
Excimer Laser Micromachining	>200 μm	~10	Good(μm)at surface	Medium
Photolithography +RIE	100~500 μm (Etch rate limited)	~20	Good(μm)	Medium
X-ray Lithography	>1000 μm	>100	Excellent (Sub- μm)	High



第三章 實驗步驟

實驗流程圖



本研究利用光學模擬設計 MZI 結構，以黃光製程設備進行 MZI 的製作，之後架設光學平台量測光學性質。實驗的規劃與流程敘述如下：

1. 光學模擬及MZI結構設計

本論文利用 BPM(Beam Propagation Method)方法進行模擬，設計 MZI 光波導結構。BPM 方法是由無時間項之 Maxwell 方程式，假設材料折射係數均勻及隨傳遞方向變化很小，利用電場二次微分變化遠小於電場一次微分變化，就可由複雜的 Maxwell 方程式導成一簡易偏微分方程式，進而求解波導的傳輸特性[16]。

2. 高解析度UV光刻製程

我們使用SU8-2005 負型光阻作為包覆層材料，先在矽晶圓(silicon wafer)上旋塗(spin coating)上SU8 光阻，再利用光刻在光阻材料上製作光波導微溝槽結構，最後填入核心材料，完成MZI製程。製程參數方面我們做了參數最佳化處理，探討軟烤時間、曝光劑量、曝後烤時間、顯影時間四個主要參數對微結構製作的影響，利用L₉直交表進行田口品質實驗，以得到最佳化製程參數，製作線寬解析度與測壁準直度可符合設計值之微結構。

3. 核心材料選擇

在核心材料的選擇方面，一來必須考慮符合折射率的設計值，二來必須能與包覆層相容，本研究嘗試找出適當的核心材料，以菱鏡耦合器(metricon model 2010 prism coupler)進行材料折射率的量測[17]。稜鏡耦合器原理如圖 3-1，利用氣壓式頂針(coupling head)頂住待測物去貼合稜鏡，

使稜鏡與欲量測的薄膜材料(film)能保持一定的間隙，當入射光達到某些特定角度時，光線便會穿隧(tunneling)通過間隙耦合進薄膜中傳遞，造成反射光譜有一驟降(sharp drop)，分析反射光譜便可以得到薄膜的折射率值，其量測靈敏度為 ± 0.0005 。

4. MZI結構製程

整合高解析度 UV 光刻製程與核心材料製作 MZI 晶片。

5. 光學平台架設與光學量測

本論文利用單模光纖耦合 1310nm 波長光線進入 MZI 晶片中，出口處亦利用單模光纖耦合接收訊號，在光線進入及出口處用立體顯微鏡與長距離顯微鏡先將光纖與光波導做初步的對準(alignment)，幾何上確定光纖與波導位置後，才能確定出光處光線是由光波導的核心層通過，之後利用光強度感測器接收訊號並利用六軸平台做微調，使光強度感測器之訊號達到最大值。出口端的光訊號利用 IR-CCD 拍攝

驗證 MZI 結構導光後，進行初步 MZI 感測性質測試。以純水及濃度為 10^{-9} g/L、 10^{-6} g/L、 10^{-3} g/L 的氯化鈉(NaCl)溶液滴在 MZI 分支上的其中一支，觀察 MZI 干涉後光強度變化。

6. 電鑄模造製程

利用高解析度光刻技術製作 MZI 結構，翻鑄成金屬模仁，之後利用由德國 JENOPTIK Microtechnik GmbH 生產製造 HEX-01 HOT EMBOSSING SYSTEM 作為熱壓之儀器搭配 PMMA 材料進行熱壓成型。

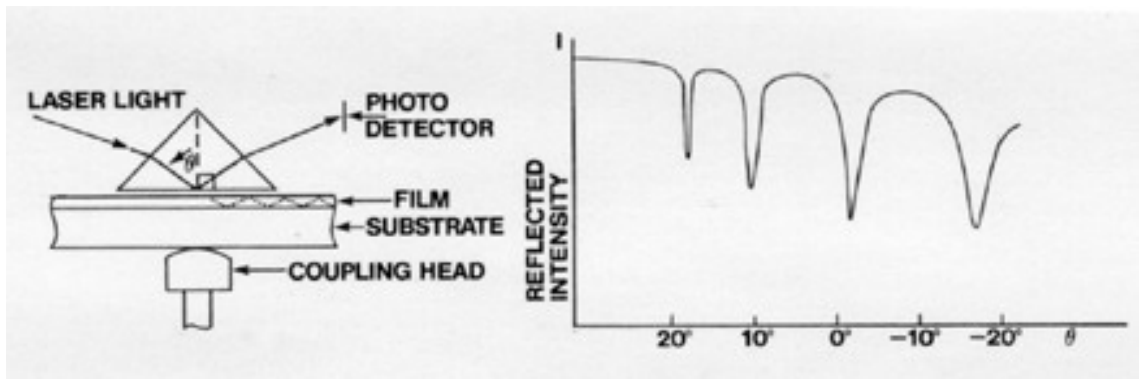


圖 3-1 稜鏡耦合器架構與原理[17]



第四章 結果與討論

4.1 光學模擬與 MZI 結構設計

光波導能傳導的模態數增加時，會造成量測儀器無法精確判斷 MZI 產生的干涉條紋的模態，因此我們希望 MZI 能達到單模態傳輸。由式 2-4 可以知道，波導半徑或核心/覆層折射率差($\sqrt{n_1^2 - n_2^2}$)越小，則越容易達到單模態傳輸。

波導半徑與光刻技術極限有關，半徑變小需要更小的線寬解析度，而光刻的線寬解析度受限於光源，大約與光源波長相同[18]，因此光刻極限是設計光波導結構時重要考量之一；另外，波導半徑變小會造成單模光纖核心與波導尺寸差異太大，增加模態不匹配損失，也會增加光纖對準難度而使非對準損失增加[19]。核心/覆層折射率差則是與核心/覆層材料匹配有關，能達到折射率差異很小的兩種材料不容易尋找，而失去設計值的意義。

考量上述幾點後我們設計出的 MZI 規格如下：

1. 核心與覆層折射率差 $\Delta n \sim 0.004$
2. 波導橫切面尺寸(cross section)為 $6\mu\text{m} \times 6\mu\text{m} \pm 0.5\mu\text{m}$
3. Y 型(Y-branch)光波導線寬 $\leq 1\mu\text{m}$ ，深寬比 6，張角 1° 左右

圖 4-1 為設計出來的 MZI 結構示意圖，圖中綠色及黃色部分，一為感測臂(sensing arm)一為參考臂(reference arm)，感測臂長從 $4000\mu\text{m}$

~12000 μm ，以期達到不同的感測靈敏度。圖 4-2 是其光學模擬結果，其中 1.mode 0 代表通過 MZI 左側分支光線之基本模態(mode 0)的光功率，2.mode 0 則為右側分支的光功率，由模擬結果可以知道此設計值能讓光順利導通出口處，且功率為入口處的 91.48349%。

4.2 高解析度 UV 光刻製程

我們利用一般 UV 曝光機進行高解析度光刻時，發現 1 μm 的 tip 部分經過曝光及後續製程之後，光阻並無法達到 1 μm 的解析度，圖 4-3 為光刻後的 Y-branch tip 結構的上視圖，其 Y-branch tip 寬度為 5.82 μm 而 channel 寬度為 3.29 μm ，圖 4-4 為光學模擬 Y-brahch tip 線寬與光傳導效率關係圖結果，可以知道當 tip 大於 5 μm 時，導光效率極低，且 channel 亦不符合我們的設計值。

探討可能的原因有二，顯影時光阻吸收顯影液膨脹或是光刻時光光的繞射，造成 tip 尺寸膨脹。因 SU8 吸收顯影液膨脹效果一般來講並不明顯，但光罩為 1 μm 而曝出來的線寬為 5.82 μm ，相差極大，因此主要應該不是 SU8 光阻在顯影時膨脹，因此我們推測，造成線寬解析度差的主因應該是光的繞射問題。

光的繞射現象如圖 4-5[20]所示，當曝光時光線通過光罩，便會產生繞射，使光線無法準直穿透光阻，影響光刻的測壁準直度。光阻的最大繞射損失(Maximum Diffraction Error, MDE)定義為光阻實際曝光後側壁與理想側壁之最大距離，公式如下：

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

其中 $a = AT$ ， $b = BT$ ， A 、 B 是光阻對光刻的光波長的吸收係數， A 為動態衰減係數(kinetic attenuation coefficient)， B 是自然衰減係數(nature attenuation coefficient)

λ ：光刻使用的波長

T ：光阻厚度

g ：光罩與光阻之間隙

由式 4-1 可知，將光刻使用的波長、光阻厚度或是光罩與光阻之間隙減低將可以減低最大繞射誤差，但波長與光阻厚度為 MZI 的初始設計，光罩與光阻間隙則受限於機台，不易改變，因此我們希望能減低曝光時光阻對光的吸收度來改善繞射問題。

圖 4-6 為 SU8 光阻為不同厚度之 SU8 光阻對各個波長的吸收度[21]，由圖 4-6 可以發現 SU8 光阻對短波長範圍波段光線之吸收度極高，但在 365nm 左右的波段則吸收極低，亦即穿透度很高，因此我們預測若能將短波長波段濾除而留下 365nm 的波長，MDE 將大大減少。圖 4-7 為將短波長 UV 光濾除，留下 365nm 波段的光源之光刻結構，其 Y-branch tip 線寬為 1.16 μm ，由圖 4-4 可以知道 tip 1.16 μm 導光效率在 90%以上，而 channel 為 5.88 μm 也在 6 $\mu\text{m} \pm 0.5\mu\text{m}$ 的設計值範圍內。

除了光的繞射問題之外，製程的參數對結構的解析度與側壁準直性

影響也很大，本研究利用田口品質實驗將製程參數作最佳化的處理。

我們以直徑 3 μm 的圓形光罩對 6 μm SU8 光阻做田口品質實驗，調變的參數為軟烤時間、曝光劑量、曝後烤時間、顯影時間，各選取三個等級，以 L9 直交表進行，成果如圖 4-8。品質決定(D)如圖 4-9 所示，為直立圓柱上下直徑差，利用望小 S/N (signal to noise ratio)公式

$\eta = -10\log\left(\frac{1}{5}\sum_{i=1}^5 D^2\right)$ 可計算出 S/N 比最大的參數，得到各因子影響如圖

4-10，由圖中斜率可看出曝後烤時間對結構影響最大，推測是因 SU8 光阻是化學放大(chemical amplified)光阻，必須在曝後烤時吸收能量產生交聯(cross linking)反應[20]，曝後烤時間太短會造成線寬解析不足，太長則會造成顯影困難。圖中最佳參數為 A2、B3、C1、D3，利用最佳參數作田口品質驗證實驗，得到的結果如圖 4-11，經過電子顯微鏡量測，Y-branch tip 頂部寬度為 1.15 μm ，底部為 1.53 μm ，由圖 4-4 可以知道這個尺寸的 tip 導光效率在 90%以上，channel 部分為 5.88 μm ，在設計值 6 $\mu\text{m} \pm 0.5\mu\text{m}$ 的設計值範圍內。

4.3 核心材料選擇與折射率調變

我們在測試了許多的核心材料(如 UV 光固膠)後，發現折射率值不易與覆層材料 SU8 光阻相配合達到 $\Delta n \sim 0.004$ ，而是遠大於這個設計值，圖 4-12 是利用光學模擬得到的 Δn 值對導光效率的影響，當折射率差值大於設計值 0.004 時，導光效率差，因此 Δn 值必須要在約 0.004 左右。為了解決材料折射率不易匹配的問題，我們想到利用採用熱固化法調變覆層

材料(SU8-2005 photoresist)之折射率，然後利用與覆層相同的材料填入覆層結構中，使核心與覆層材料都為 SU8 光阻。圖 4-13 是不同溫度進行固化後的 SU8 光阻經由稜鏡耦合方式量測所得之折射率，由圖可知固化溫度越高，SU8 光阻折射率值越低，200°C 時達到 1.57038，與原始折射率差異為 0.0037，很接近我們的設計值 0.004，由圖 4-12 可知這樣的折射率差值是可以拿來作為光波導的核心與覆層材料之應用。

加熱固化會減低 SU8 光阻折射率的原因，推測是因為 SU8 本身為化學放大型光阻，烘烤時吸收能量而產生交聯反應(cross linking)，因此我們加入越多能量光阻的交聯越強，亦即短鏈分子越容易吸收能量結合為長鏈分子，使得 SU8 內部結構排列越有次序性，光在通過 SU8 分子結構時受到的阻礙也越小，亦即折射率越低。

除此之外，我們也想知道加熱固化製程之穩定度，因此延長 200°C 固化時間，SU8 在不同固化時間的折射率變化如圖 4-14，可以看出時間長短對 SU8 光阻之折射率影響並不大，其 Δn 範圍在 0.0035~0.0038 之間，也在設計值 $\Delta n \cong 0.004$ 之範圍內，這個結果說明利用溫度固化來調變 SU8 光阻折射率的製程是穩定的，我們只要固定溫度將 SU8 光阻固化 3~7 分鐘，便可以達到折射率的設計值。

4.4 MZI 製程

得到高解析度 UV 光刻與折射率調變技術之後，我們進行整個 MZI 結構的製作，製程步驟如圖 4-15，詳述如下：

1. 清洗晶圓，
2. 旋塗第一層 SU8 光阻，曝光後加熱固化，當作核心下方覆層，
3. 旋塗第二層 SU8 光阻，利用高解析度光刻製作 MZI 微結構，
4. 將矽晶圓放置在熱墊板上加熱，調變 SU8 光阻折射率，
5. 旋塗第三層 SU8 光阻，曝光後加熱固化，當作核心上方覆層。

圖 4-16 為步驟 3 製作出來的 MZI 微結構的 Y-branch tip 上視圖，tip 及 channel 經由顯微鏡量測寬度為 $0.97\mu\text{m}$ 與 $6.01\mu\text{m}$ ，圖 4-17 為其 channel 剖面圖，其深度為 $6.11\mu\text{m}$ ，由圖 4-16 與 4-17 可知波導結構之幾何構型與設計值 $6\mu\text{m} \times 6\mu\text{m} \pm 0.5\mu\text{m}$ 相符，Y-branch tip 尺寸也達到 $1\mu\text{m}$ 的解析度。



4.5 光學平台架設

本論文利用單模光纖耦合 1310nm 波長光線進入 MZI 晶片中，接收段亦利用單模光纖接收光強度訊號，因此共需三個夾座來架設光學量測系統，圖 4-18 為整體系統之示意圖，三座夾具分別如下：

1. 入光光纖夾座(Fiber Holder-left)：利用 V 型微溝槽與磁鐵固定住單模光纖，為五軸平台可以調整光纖的位置與角度，以對準光波導。
2. 晶片夾座(Chip Holder)：利用幫浦抽氣之吸力將 MZI Chip 固定，如此一來滴上檢體時也不會晃動造成光之損失。
3. 收光光纖夾座(Fiber Holder-right)：利用幫浦抽氣之吸力固定單模光纖，為六軸平台可以調整光纖的位置與角度，以對準光波導收光。

圖 4-19 則為系統架設完成後之照片，其中立體顯微鏡可以在入光及收光處做初步的對準(alignment)動作，幾何上確定光纖與波導位置，以避免得到不正確的導光結果，如：光導入 cladding 中傳遞、光從 chip 底部空間穿過...等，之後才能確定出光處光線是由光波導的核心層通過，之後利用光強度感測器接收訊號並利用六軸平台做微調，使光強度感測器之訊號達到最大值以確定光纖跟光波導完全對準。圖 4-20 為光纖與光波導利用立體顯微鏡作初步對準耦合時的顯微鏡照片。

4.6 光學量測結果

為了驗證本論文所設計的 MZI 結構的 Y-branch tip 是否能夠達到分光的效果，我們先將 MZI 結構由中間截斷，得到一個 1 分 2 的光分歧器結構，利用光纖導入 1310nm 波長光源，以 IR-CCD 擷取導光畫面，如圖 4-21，圖中可以清楚看出有兩個清晰的光點，其插入損失值為 26dB，表示 Half-MZI 結構能夠使光順利的導入核心層傳遞，且利用微加工技術製作的光波導 Y 型結構可以表現出預期的效果。

證實 Y-branch tip 的分光效能之後，我們進一步要驗證完整的 MZI 結構在經過光纖耦合、分光、傳遞最後合光時是否能夠順利的被偵測，一樣利用光纖將 1310nm 波長光源耦合入光波導中，利用 IR-CCD 擷取畫面如圖 4-22，圖中可看到一亮點代表 MZI 最後導出的光線，其插入損失為 14.39dB，表示 MZI Chip 可使光導通，此結構的幾何參數與材料性質是可行的。

證實MZI整體結構可以導光後，接下來我們想進一步量測初步的干涉靈敏度。首先我們先把MZI chip架設在光學平台上，利用光強度偵測器耦光對準後，以純水及濃度分別為 10^{-9} g/L、 10^{-6} g/L、 10^{-3} g/L 的氯化鈉水溶液滴在MZI分支上的其中一支，由於MZI結構的核心層材料為疏水性SU8 光阻，因此溶液滴上去後被拘束在固定位置上。原本核心層上方的覆層(upper cladding)為空氣，但溶液滴上後，覆層的一小段變成了液滴，由 2.2.3 節可以知道，當上覆層折射率改變時，會造成相位變化使MZI有干涉現象，因此光強度感測器上的讀數慢慢的下降，直到趨於一穩定值，不同濃度的溶液折射率不同，達到的光強度穩定值也不同。

我們量測不同濃度的溶液滴入MZI Chip後穩定的光強度值，得到的結果如圖 4-23。圖中可明顯看出在純水與 10^{-9} g/L溶液的差異不大，但濃度升高到 10^{-6} g/L時，光強度便有明顯的變化，因為我們只用到感測臂其中一小部分的臂長做感測，而感測靈敏度隨臂長而增加，因此可以大致上推估，我們製作的MZI感測器的靈敏度至少有 10^{-6} g/L。

此次實驗為初步測試，由圖 4-23 的標準差可以知道誤差仍然很大，只可歸納出一個大致上的趨勢。誤差的來源主要有兩點：

1. 溶液的液滴大小不同，使每次感測面積都不同，
2. 目前使用的光源會隨時間 decay，造成讀出的 power 值有誤差。

因此將來可尋找適合的材料作為上覆層，搭配製程技術固定偵測區域面積，使每次偵測的面積都能固定。更換掉目前不穩定的光源改用穩定光源也是改善的方向之一。

4.7 電鑄模造製程

為了實現低價大量生產的目的，利用電鑄與模造是最常用的，本論文利用 4.3 節的高解析度 UV 光刻製程，在矽晶圓上製作出 MZI 的光阻結構，然後進行電鑄，圖 4-24 為金屬模仁之電子顯微鏡照片，其外觀完整，且可以複製出微結構線寬最小的部分。

圖 4-25 為金屬模仁的外觀，可以看出在外圍的地方有些變形，表示電鑄模仁平坦度不佳。造成的因素有二，一是電鑄內應力的問題，二是由於電鑄時電流密度分佈不均勻，在圖案的邊緣會有電流聚集的現象，因電流聚集的地方，金屬沈積的速率較快造成凸塊，必須經過研磨平坦化處理，但研磨時需要參考面，內應力使模仁彎曲研磨參考面不易尋找，且需長時間研磨有可能造成熱應力使模仁變形，如果能使內應力或凸塊現象減輕將有助於後續的模造製程。

內應力與電流及鍍液成分有關，不易控制，因此我們從控制凸塊現象著手。為了使電流重新分佈，我們加上阻障電流的圓形開孔壓克力板，稱為電鑄遮罩(shielding)，如圖 4-26 所示，並調整其與陰極的距離，使電流能最均勻的分佈至陰極的矽基模仁上。

圖 4-27(a)為未加電鑄遮罩的結果，邊緣的厚度最大可達中間厚度的 150%以上，圖 4-27(b)為加入電鑄遮罩之後的結果，厚度差異明顯降低許多，差異最大的點為中心厚度的 3.1%，與前者相較差了 50 倍，加入阻障板的功效非常顯著。

因為熱壓在微結構模造上的優異性質，本論文採用熱壓成形模造。

在參數最佳化利用微熱壓機搭配 PMMA 塑膠進行熱壓模造，圖 4-28 為熱壓成品之電子顯微鏡觀察圖，可看到塑膠成品上有清楚的 Y-branch tip 的結構，其 Y-branch tip 與 channel 尺寸亦達到設計範圍，證實了利用電鑄模造搭配低價塑膠材料進行大量生產的可行性，將來可利用此技術製作低價的塑膠 MZI 晶片。



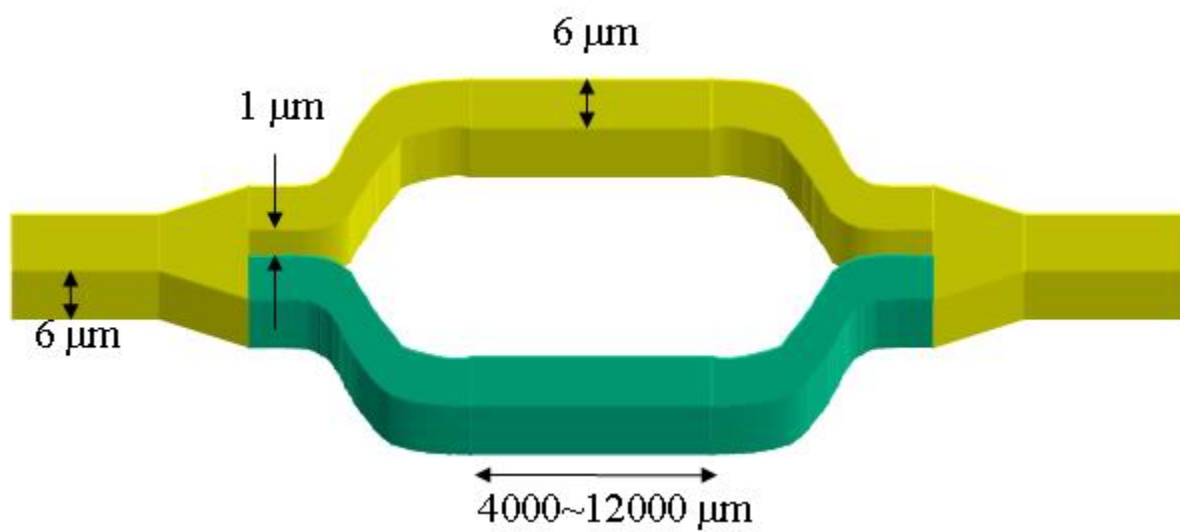


圖 4-1 MZI 結構示意圖

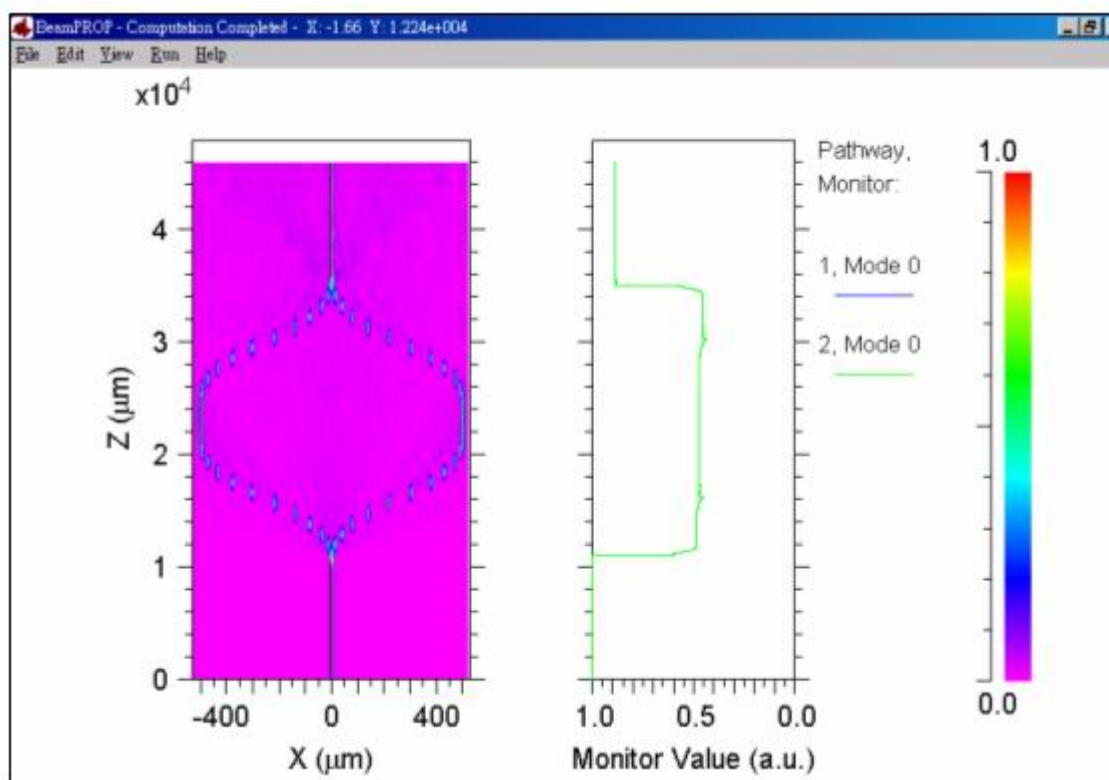


圖 4-2 MZI 結構之光學模擬圖

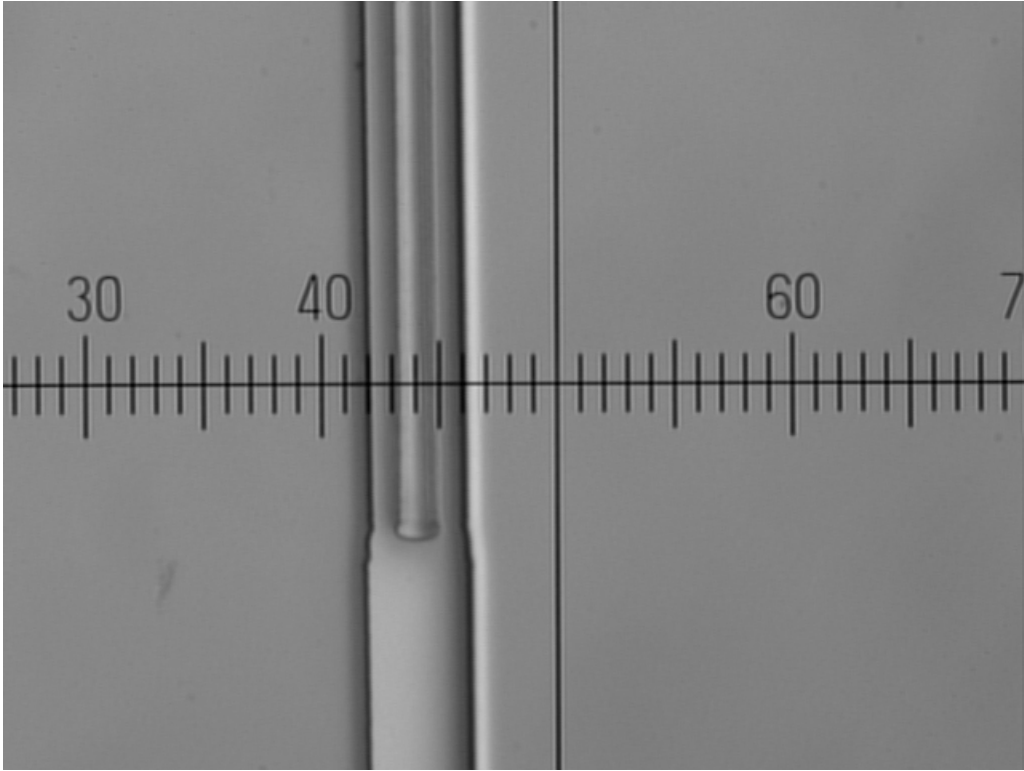


圖 4-3 UV 光源光刻後的 Y-branch tip 結構

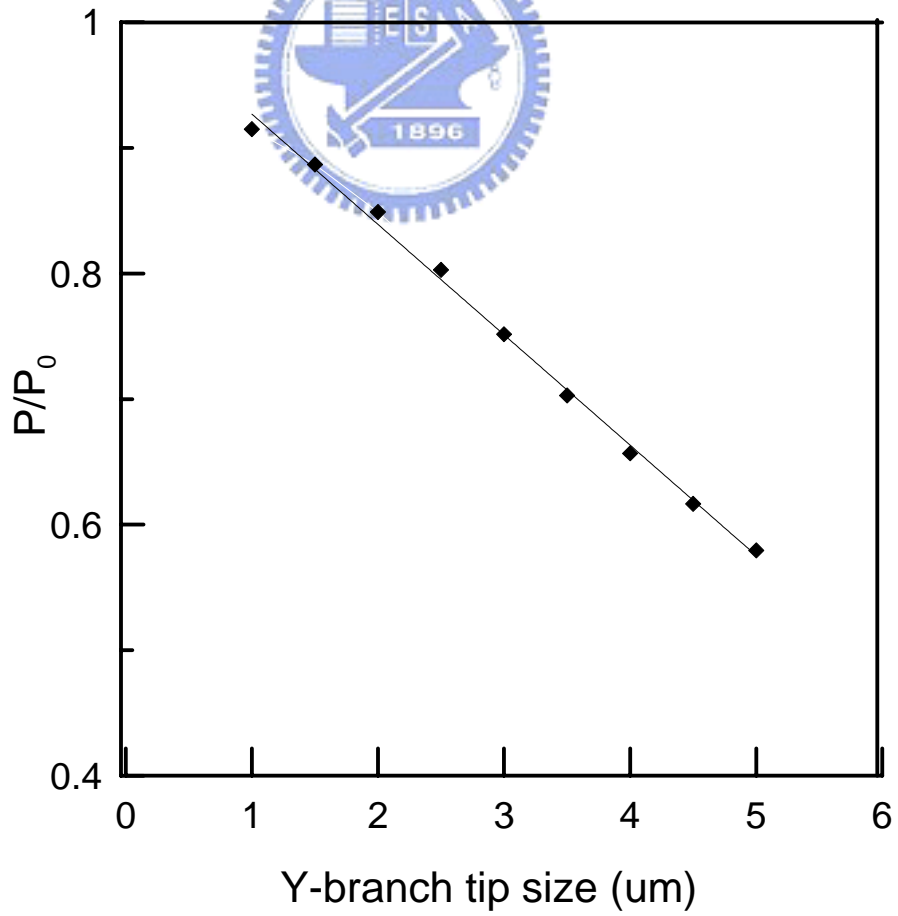


圖 4-4 Y-branch tip 線寬與光傳導效率關係圖(光學模擬結果)

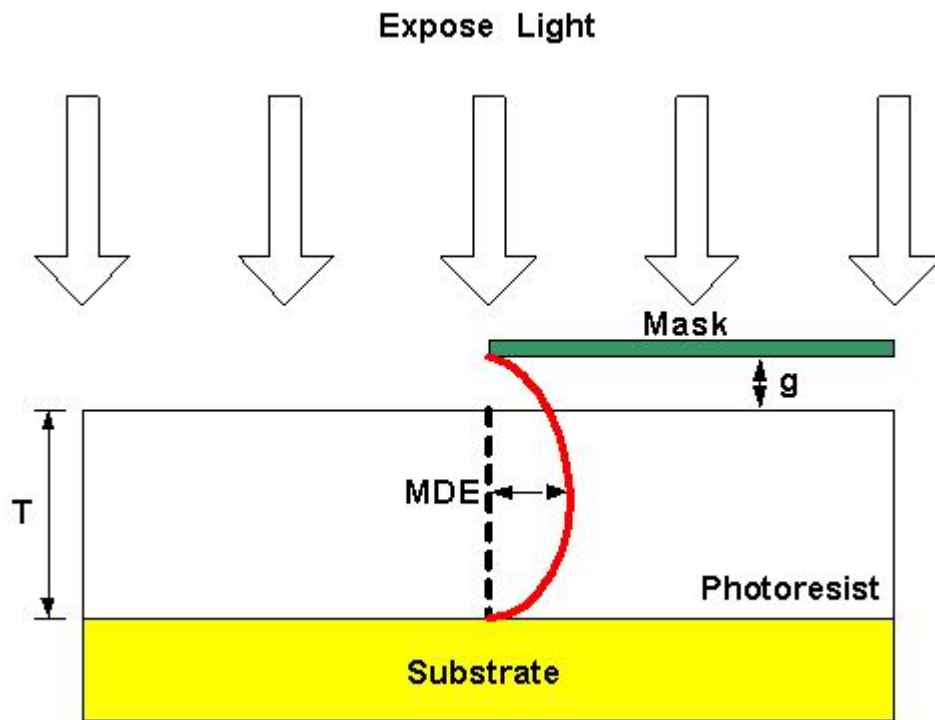


圖 4-5 光阻曝光時的繞射誤差示意圖[20]

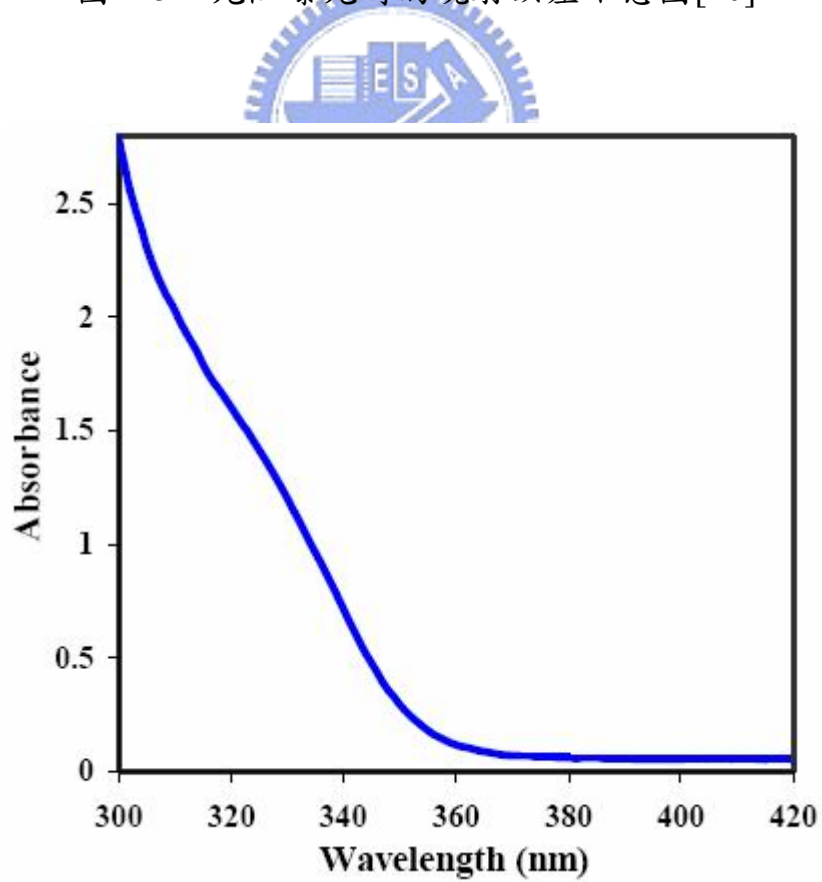


圖 4-6 SU8 光阻對各波長光源之吸收度

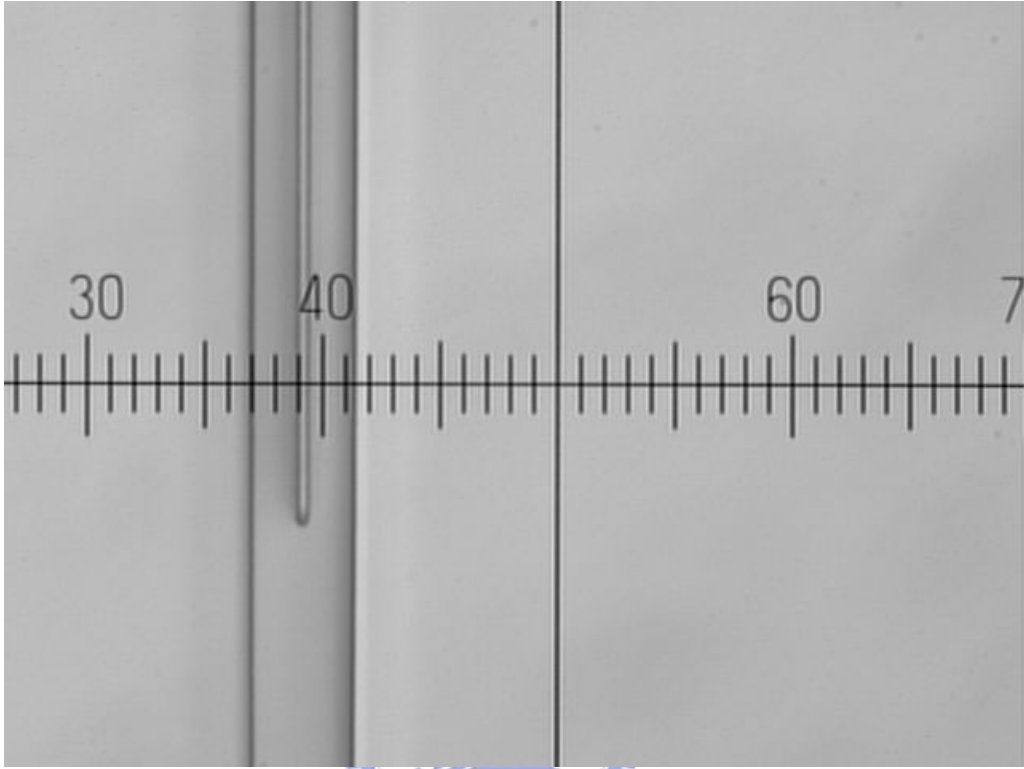


圖 4-7 濾除短波長 UV 波段後光刻的 Y-branch tip 結構

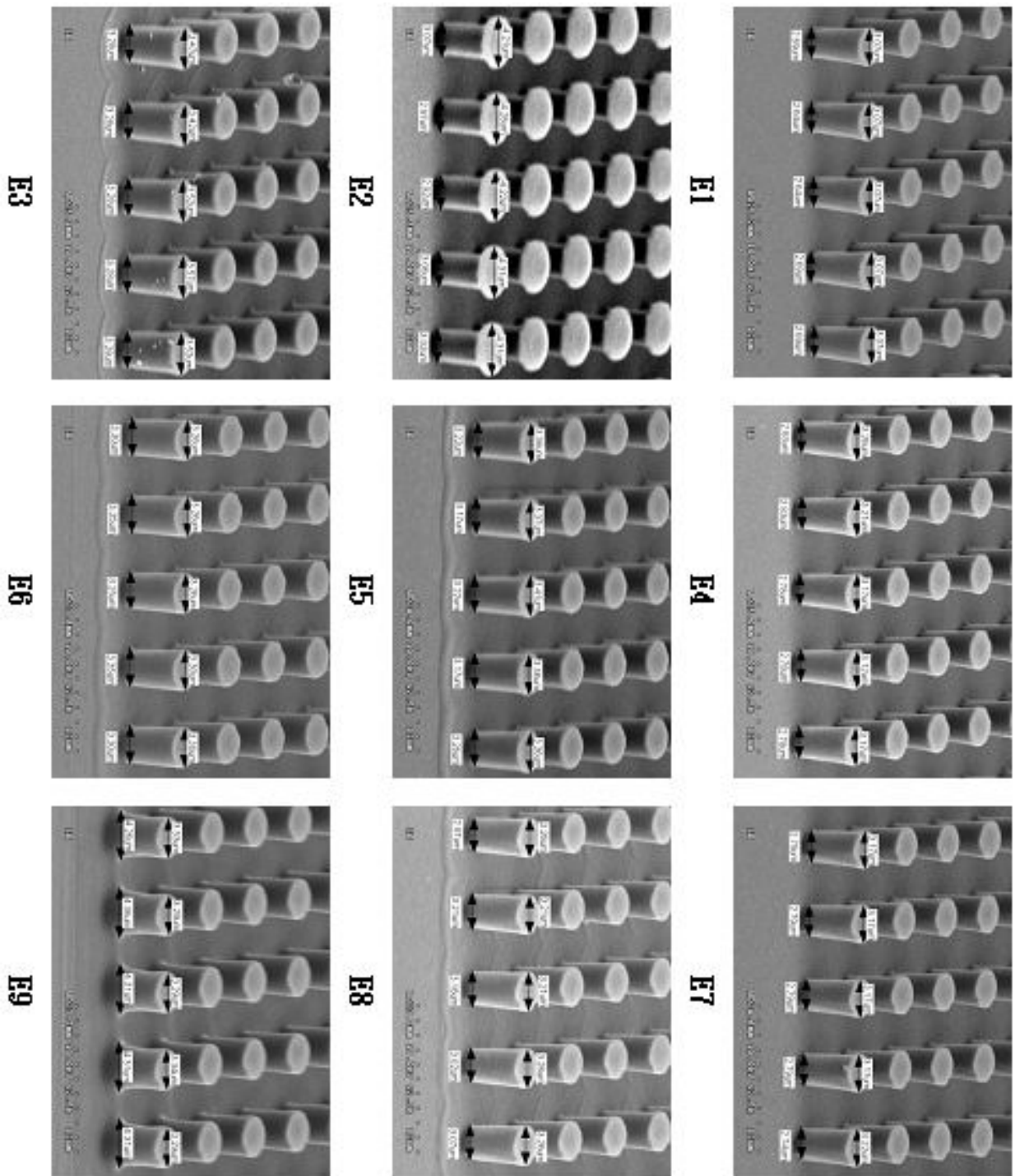


圖 4-8 田口品質實驗結果(E1~E9 為L₉直交表參數編號)

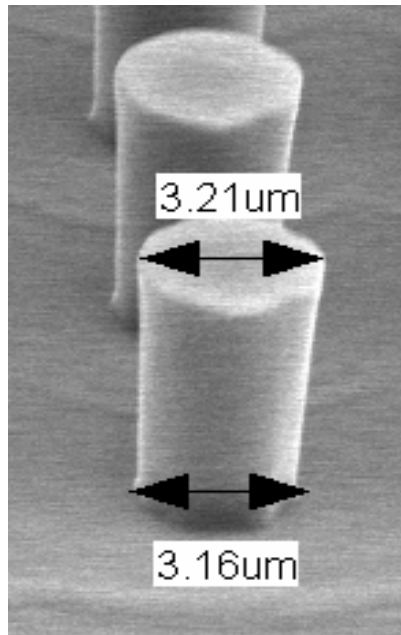


圖 4-9 田口品質決定—圓柱上下直徑差

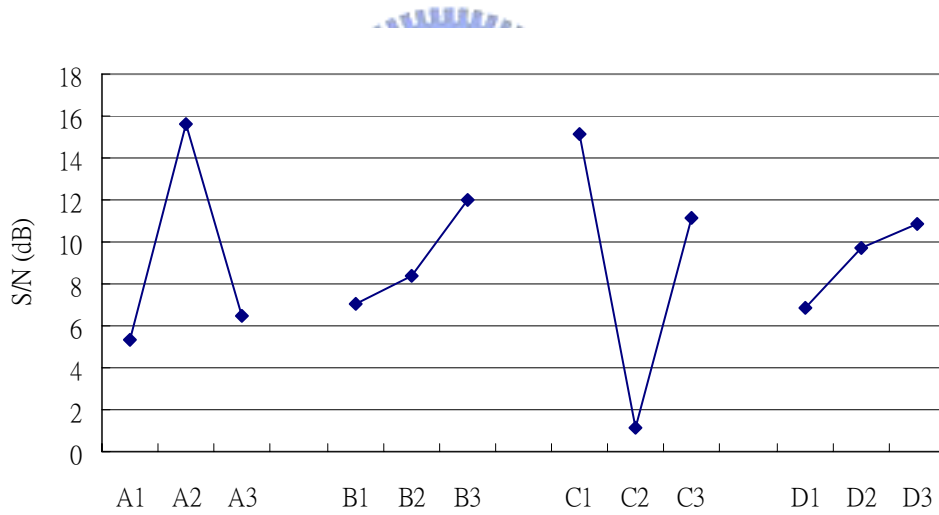


圖 4-10 田口品質實驗因子影響圖

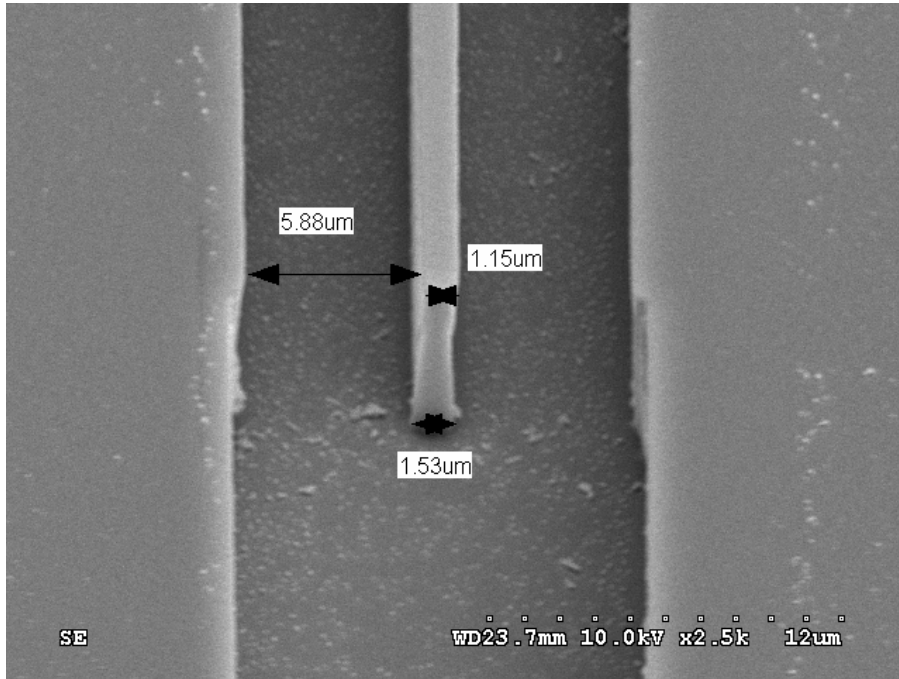


圖 4-11 最佳參數田口驗證實驗結果(SEM 照片)

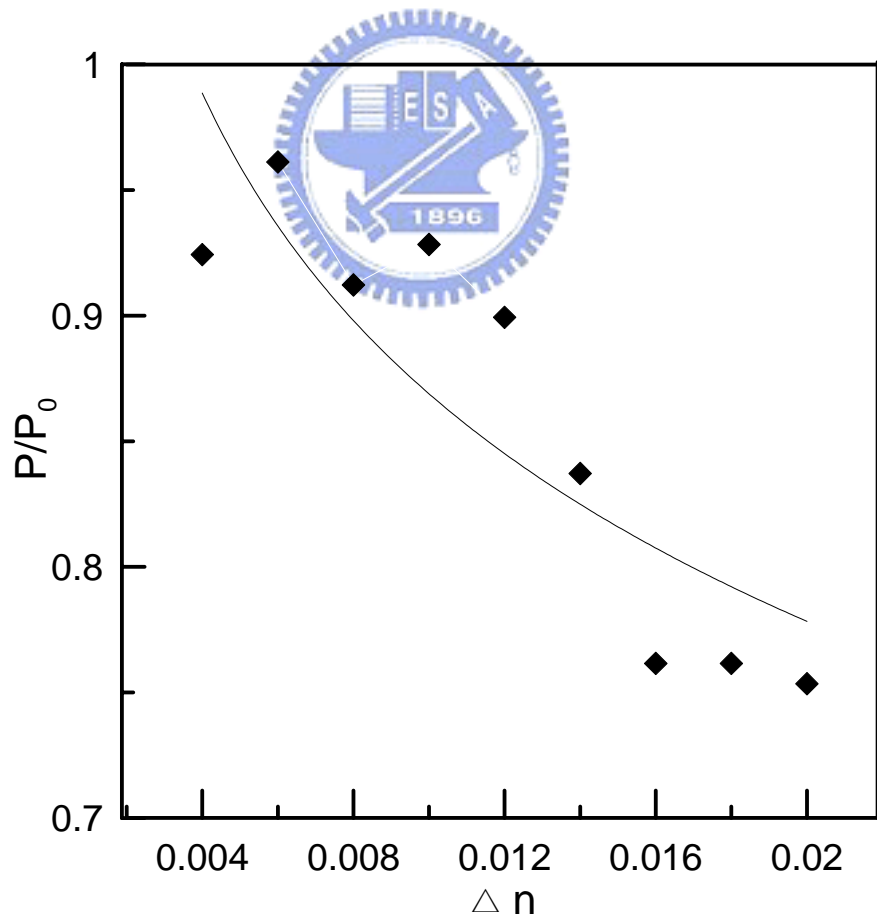


圖 4-12 Δn 值對導光效率之影響(光學模擬結果)

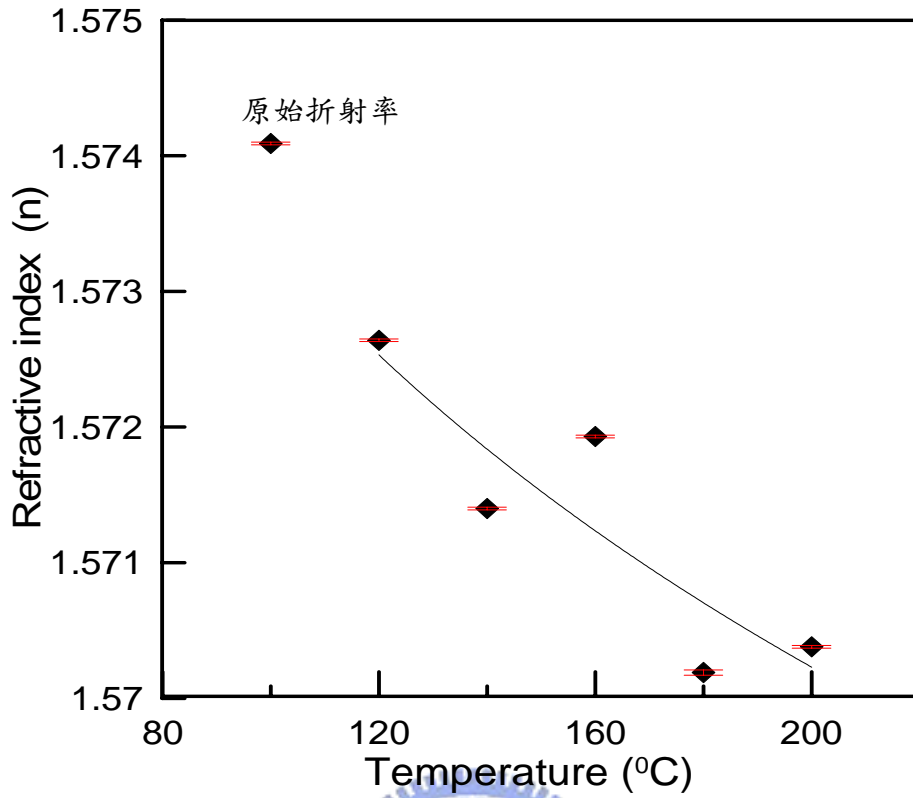


圖 4-13 各種溫度固化對 SU8 折射率之影響

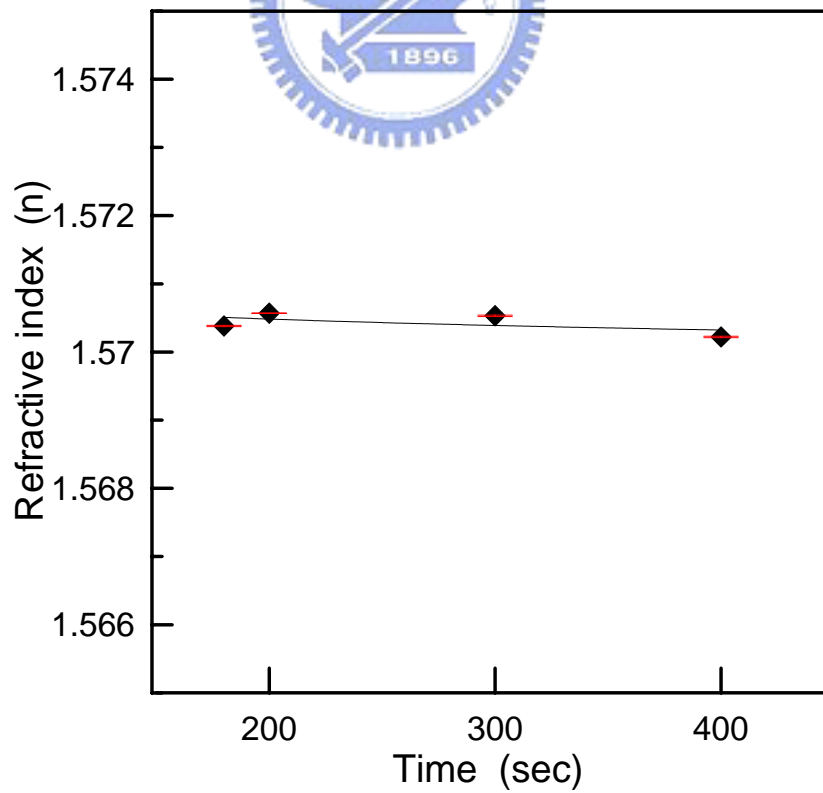


圖 4-14 SU8 光阻以 200°C 固化不同時間之折射率

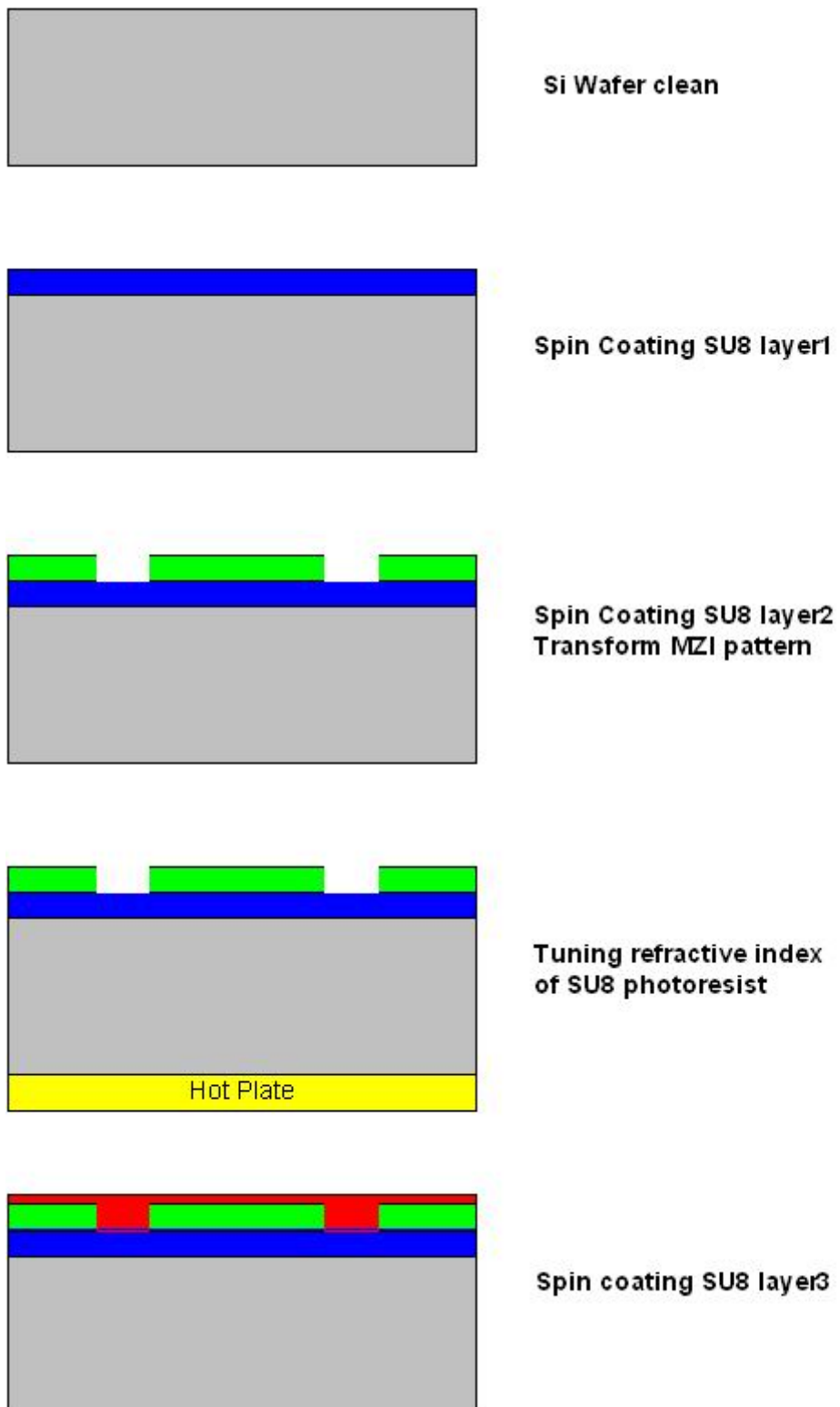


圖 4-15 MZI 製程流程圖

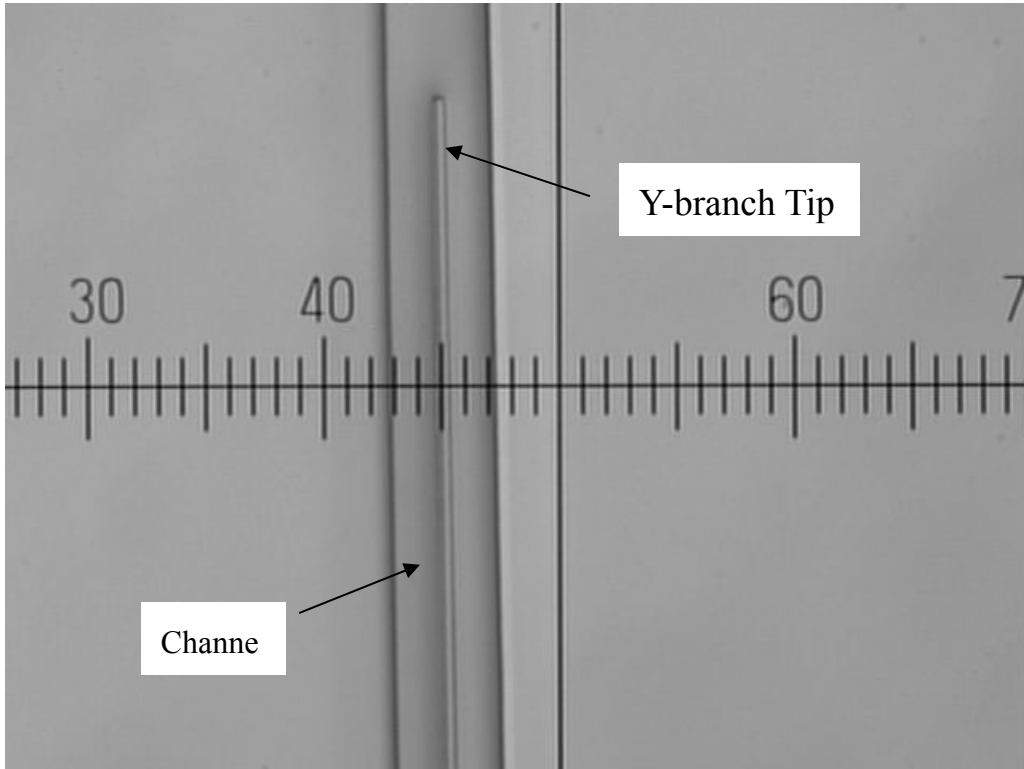


圖 4-16 MZI 微結構之 Y-branch tip 上視圖

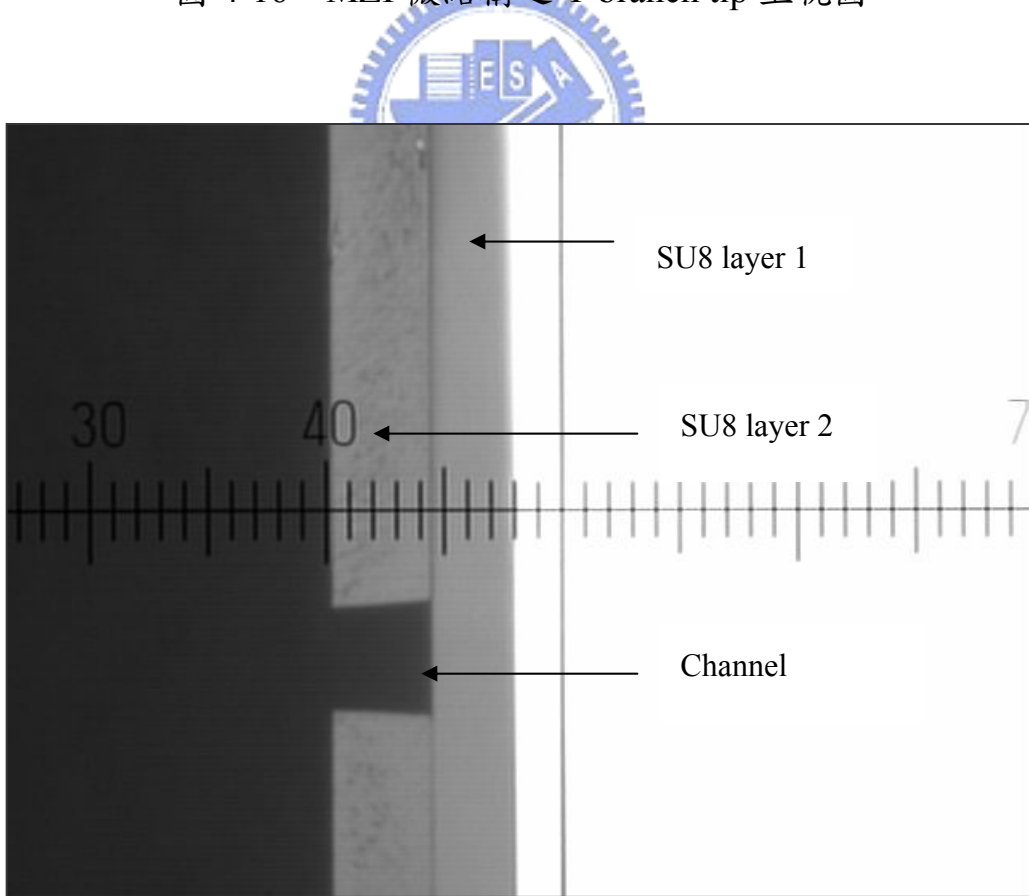


圖 4-17 MZI 微結構之 channel 剖面圖

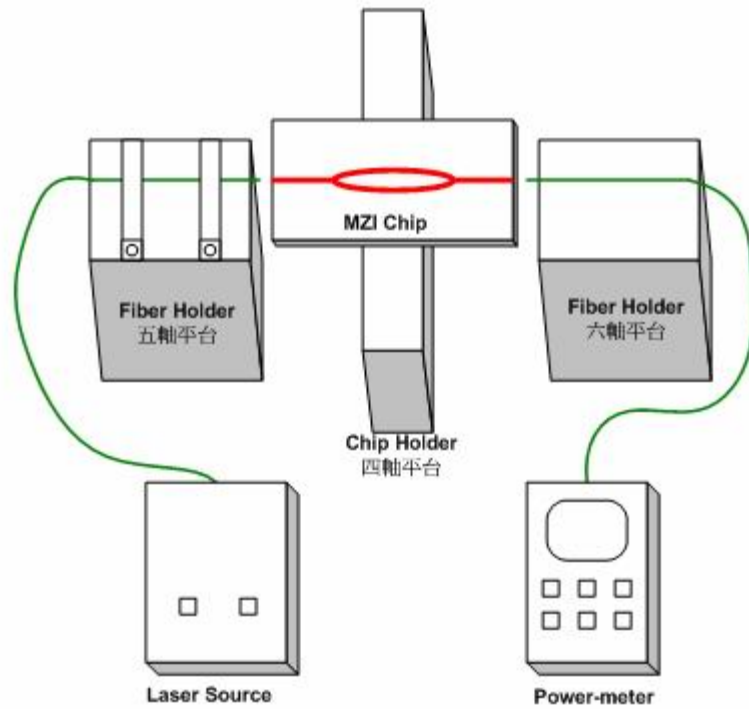


圖 4-18 光學平台示意圖

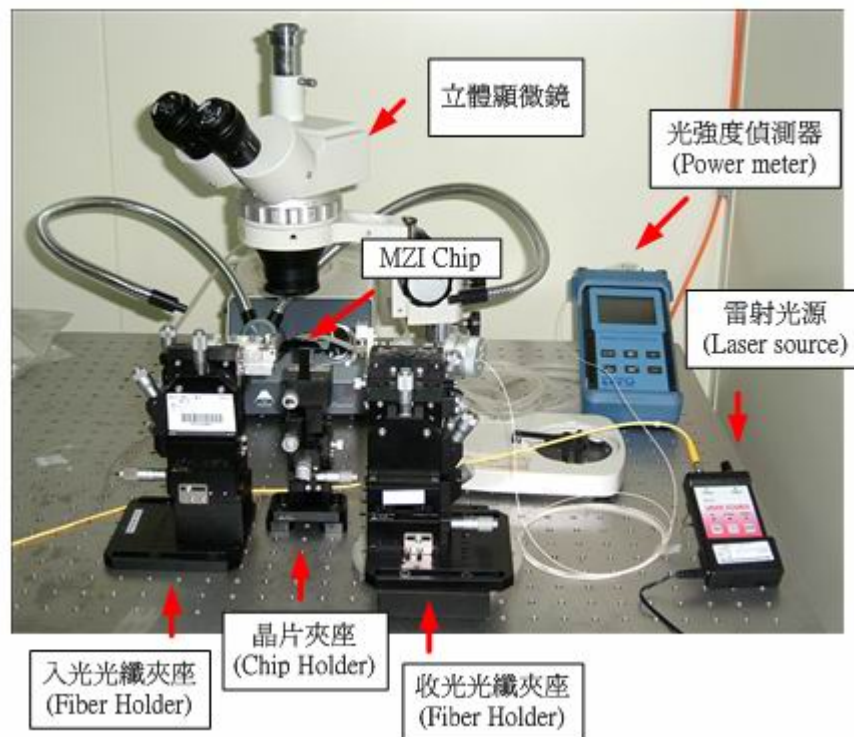


圖 4-19 光學平台實際照片

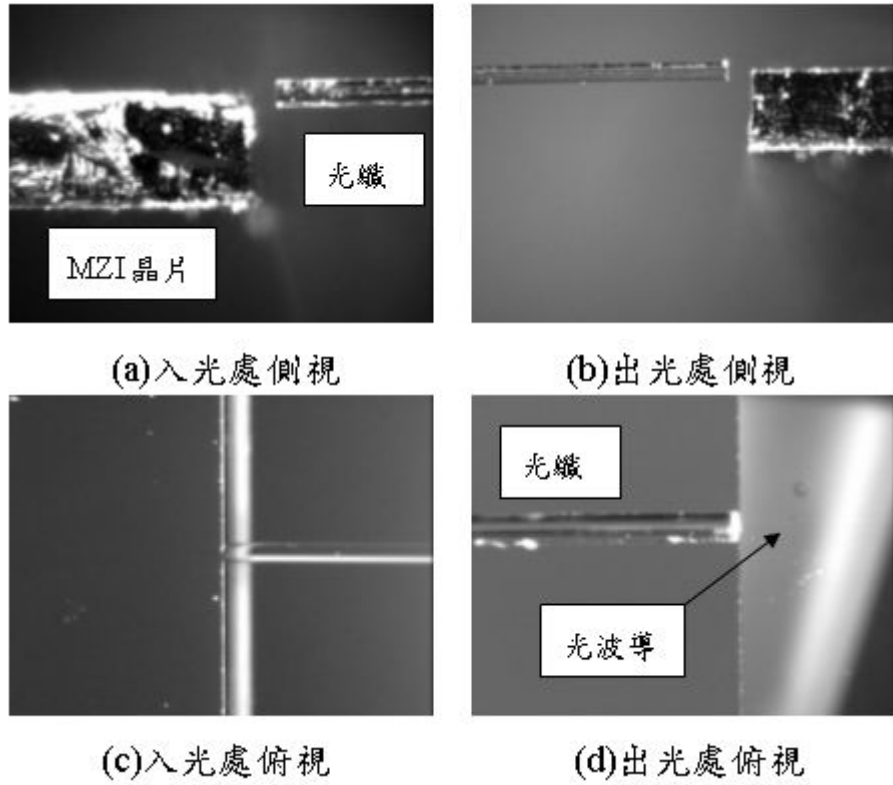


圖 4-20 利用長距離顯微鏡(a),(b)與立體顯微鏡(c),(d)在出光與入光處作光纖/光波導初步對準



圖 4-21 Half-MZI Chip 光傳導實驗結果(IR-CCD 照片)



圖 4-22 MZI Chip 光傳導實驗結果(IR-CCD 照片)

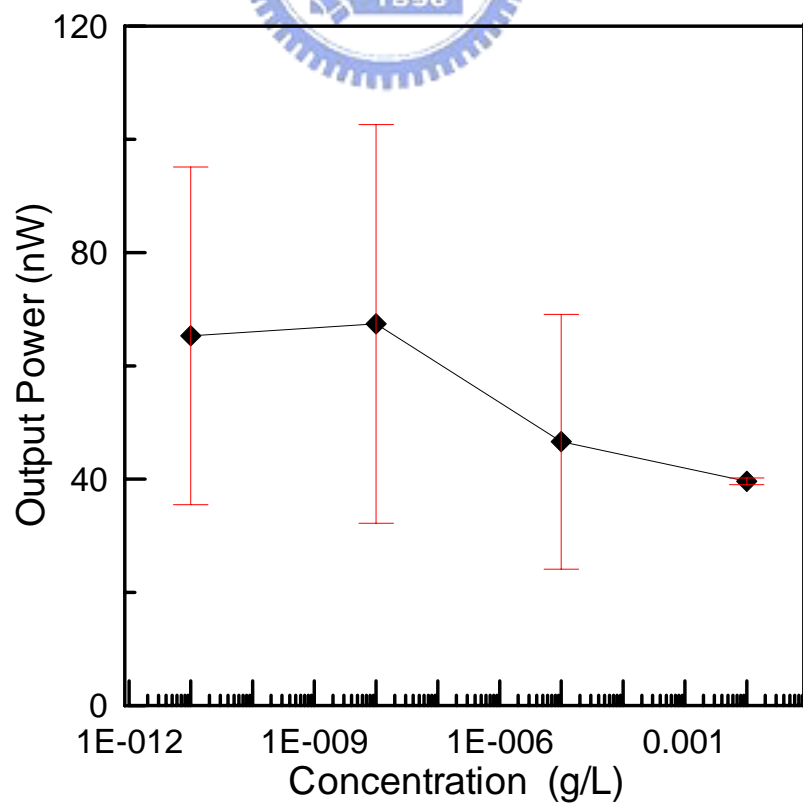


圖 4-23 氯化鈉水溶液 MZI 干涉實驗

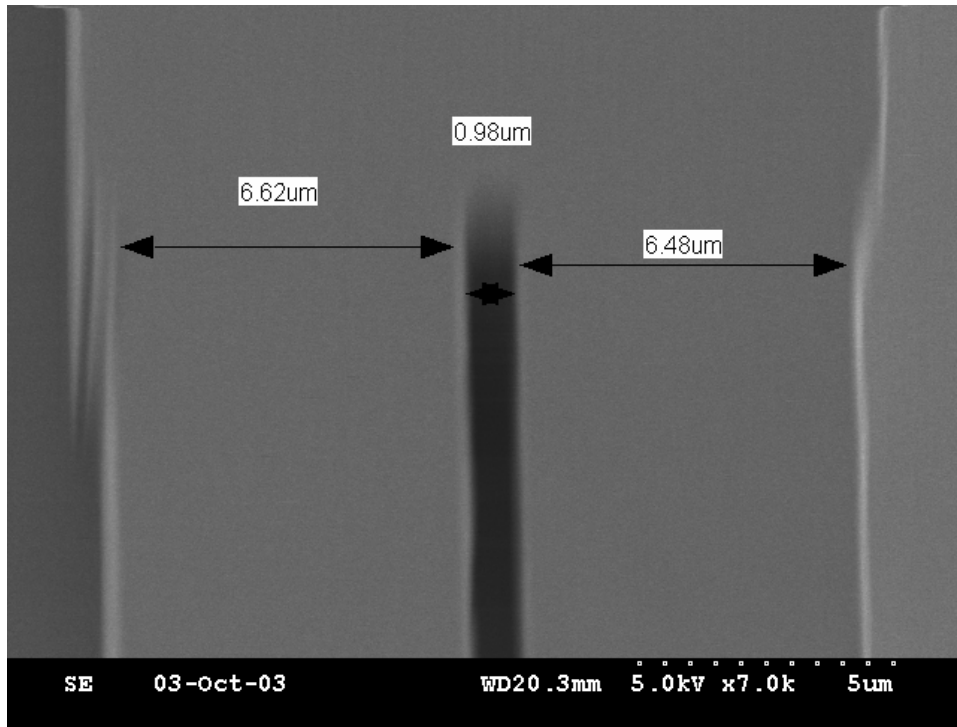
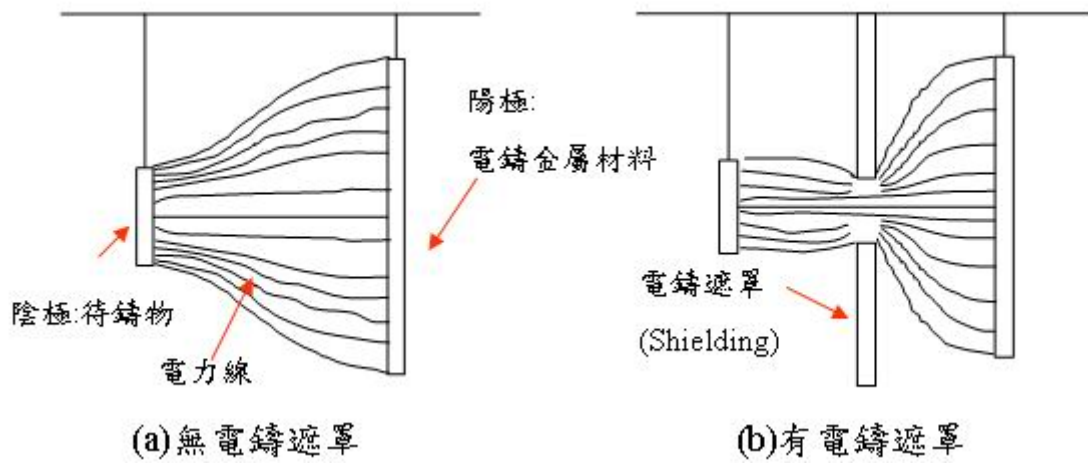


圖 4-24 金屬模仁之 SEM 照片



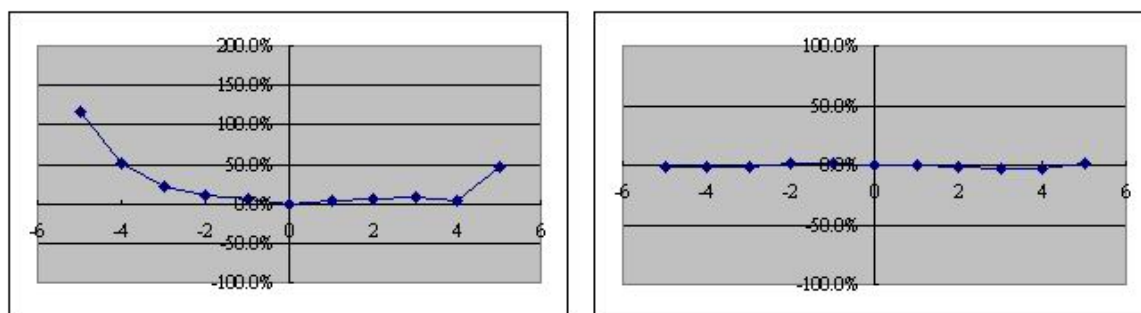
圖 4-25 金屬模仁之外觀



(a)無電鑄遮罩

(b)有電鑄遮罩

圖 4-26 電鑄遮罩造成電力線重新分布示意圖



(a)無電鑄遮罩

(b)有電鑄遮罩

圖 4-27 電鑄遮罩對金屬模仁平坦度之影響

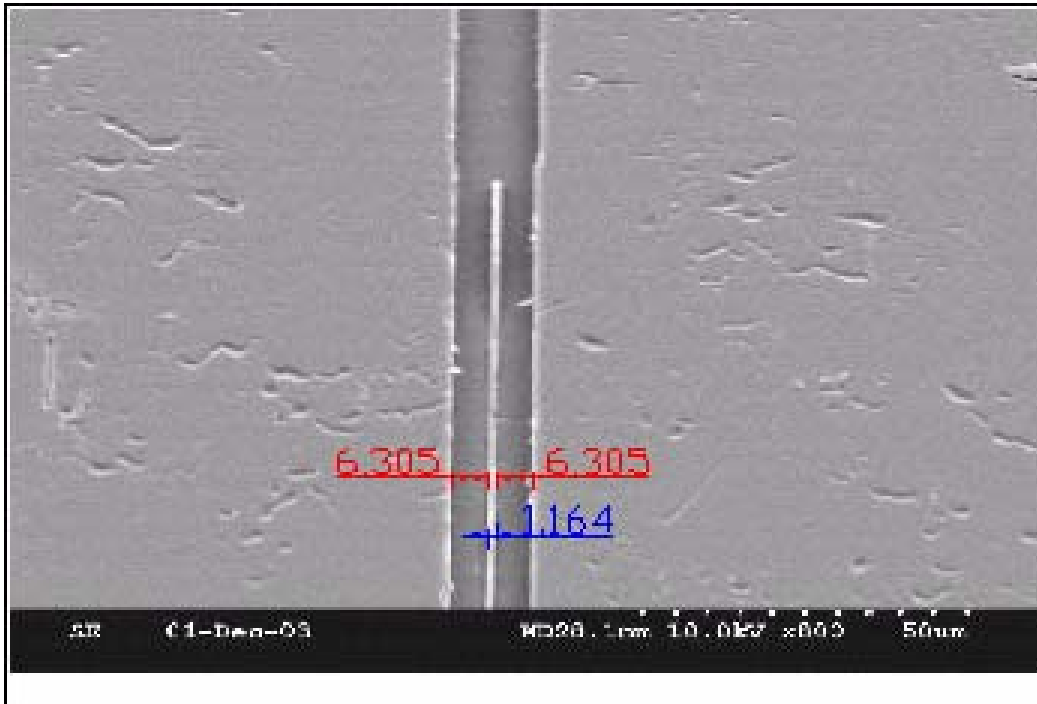


圖 4-28 熱壓成形成品之 SEM 觀察圖



第五章 結論

本研究的目的，主要是搭配光學模擬設計，建立一個 UV-LIGA 相關高解析度光刻與微加工技術平台，製作平面光波導光干涉式生物感測器 (Mach-Zehnder Interferometer, MZI)，並架設光學量測平台用以量測及評估此感測器之幾何與光學參數之可行性。根據此微加工技術能量，未來可利用模造製程量產塑膠 MZI 生物晶片。由前述各項研究結果顯示，應用高解析度光刻技術在製造高深寬比的結構上的確具有其相當優異的特性，本研究已實際應用該技術於光干涉式感測器的製作。因此，綜合歸納如下列數點所述：

1. 由 MZI 的感測原理可以知道 MZI 感測器需要單模態傳輸，但影響傳輸模態數的不同參數造成的效果往往相反，本論文考量不同的參數並透過光學模擬設計 MZI 的幾何結構與材料參數。
2. 在進行高解析度光刻時，遇到了光的繞射問題，使光刻出來的結構與設計值差異太大而無法使用，本研究探討光的繞射造成的原因後，利用濾鏡將 UV 曝光光源短波長濾除，留下穿透度高的 365nm 部分光源進行曝光，以減少光阻對曝光光源的吸收，再加上利用田口方法找出最佳化製程參數，製作出解析度 $1\mu\text{m}$ ，深寬比 6 的 Y-branch tip 微結構，其光波導溝槽也能符合 $6\mu\text{m} \times 6\mu\text{m} \pm 0.5\mu\text{m}$ 的設計值。
3. 由於與 SU8 光阻包覆層折射率匹配的材料不易尋找，因此本研究利用加熱固化調變 SU8 光阻覆層材料折射率，然後旋塗 SU8 光阻進入覆層結構中作為核心，製作出核心/覆層折射率差可小到 0.0037 的 MZI 結

構，與設計值 $\Delta n \sim 0.004$ 相符合。

4. 為了量測 MZI 之性質，本論文架設光學平台並利用光纖耦合方式將光成功導入 MZI 晶片中，並且量測到光學訊號，證實 MZI 結構的 Y 型波導可達到預期分光效果以及 MZI 結構與材料參數之可行性。
5. 利用不同濃度的氯化鈉水溶液去驗證 MZI 感測器之感測靈敏度，初步證實 MZI 感測器可以偵測到 10^{-6} g/L 的溶液濃度。
6. 為了達到低價量產之目的，本論文利用前述的高解析度光刻技術製作 MZI 光阻結構，翻鑄成金屬模仁後，利用熱壓技術搭配塑膠材料進行熱壓模造，製作出符合設計值之微結構，證實利用熱壓複製微結構量產之可行性。



第六章 未來展望

本研究所建立的高解析度UV光刻技術與相關UV-LIGA製程技術，已成功的製造出光干涉式感測器結構，並藉由光學量測得知所設計製造出的MZI感測器可以偵測到濃度 10^{-6} g/L的氯化鈉水溶液。不過在結構上仍然需要尋找適合的上覆層材料以利於生化檢測。

此外未來希望能結合電鑄模造技術並搭配塑膠材料，達到真正低價大量製造 MZI 感測器，並結合微光柵結構使光耦合更為簡便有效率，整合生物探針固定化技術後，更可以使 MZI 感測晶片達到生物檢測目的，有助於滿足將來醫療品質與生命維護之需求與期待，



參考文獻

1. R. G. Heideman, R. P. H. Kooyman, J. Greve, 1993, Sensors and Actuators, B10, p.209-217
2. F. Brosinger, H. Freimuth, M. Lacher, W. Ehrfeld, E. Gedig, A. Katerkamp, F. Spener, K. Cammann, 1997, Sensors and Actuators, B44, p.350-355
3. S. Busse, V. Scheumann, B. Menges, S. Mittler, 2002, Biosensors and Bioelectronics, 17, p.704-710
4. 吳佩樺、滕涵菁, “生物晶片與農業應用”, 科儀新知, 二十三卷第五期, 2002.
5. <http://home.pchome.com.tw/discover/biochipmaster/index.htm>
6. 周正中、白果能, “微陣列生物晶片簡介及其運用”, 科儀新知, 二十三卷第五期, 2002.
7. <http://www.chemedu.ch.ntu.edu.tw/lecture/molecular/2.htm>
8. W. Gopel, J. Hesse, J. N. Zemel in: “Sensors: Chemical and biochemical sensors I”, chap.12, VCH Weinheim, 1991.
9. Gilbert Boisdé, Alan Harmer in: “Chemical and Biochemical Sensing With Optical Fiber and Waveguides”, 1996.
10. Ranganath, TR. and S. Wang, IEEE, J. Quantum Electron. QE-13, 290, 1977.
11. 金進興, “光電構裝用之有機光波導材料”, 工業材料雜誌, 175 期, 2001.
12. 易善穠...等, “光通訊原理與技術”, 全華科技圖書股份有限公司, 2004
13. 羅金德, “超音波加熱壓印微結構之研究”, 國立台灣大學機械所碩士論文, 2001.
14. 劉昆沛, “高感度 SU-8 光阻之超深 X 光光刻技術研究”, 國立交通大學機械所碩士論文, 2003.

15. H.Lorenz, et al., “Mechanical characterization of a new high-aspect-ratio near UV-photoresist”, *Microelectronic Engineering*, 41/42, pp.371-374, 1998.
16. 張哲瑋、林暉雄, “光波導元件之設計方法”, *科儀新知*, 二十三卷第五期, 2002.
17. <http://www.metricon.com/basic.htm>
18. 龍文安, “積體電路微影製程”, 高立圖書, 1998
19. 陳柏睿, “光纖自動對準組裝技術研發”, 國立台灣大學機械所碩士論文, 2001.
20. 許博淵, “X 光微機械加工講義”, 2003
21. <http://www.microchem.com>

