

LED 準直光源模組於吸收光檢測之應用

A Collimated LED Light Module for Absorbance Detection

翁俊仁、謝哲偉、黃宏琳、許俸昌、林明瑜

Chun-Jen Weng, Jerwei Hsieh, Hung-Lin Huang, Feng-Chang Hsu, Ming-Yu Lin

在吸收光檢測系統中，靈敏度和光源之準直特性有直接的關係。本研究旨在開發低成本、小型化、多通道準直光源模組，一般市售 LED 雖具有低成本、微型化等特點，但其發散角皆大於 10 度，且光束分布亦不均勻，不宜直接用於生醫晶片作為吸收光檢測光源之用。本研究提出利用光纖準直器低發散角的特性將 LED 準直，在 1.5 公分光程距離裡，發散角僅約 1.2 度左右。本小型準直光源模組可同時有 5 通道之輸出，輸出功率變化一小時內低於 1%。實際應用於肝功能吸收光檢測上，標準試劑丙酮酸鈉濃度範圍從 0–82 μM ，所測得靈敏度為 $7.7 \times 10^3 / \text{M}$ ，其線性度可達 $R^2 = 0.9995$ 。

In the bio absorbance detection systems, sensitivity of detection depends on collimation length of light module. Although the conventional LEDs have the advantages of low cost and compact, their light is diverged with divergence angle larger than 10 degree. Therefore, conventional LEDs are not suitable for bio-chip absorbance detection. By exploiting the concept of fiber collimator, this project proposes a design to realize a collimated light module. The advantages of low cost, miniaturized, and multi-channel capability are then achieved. The divergence angle of this collimator is about 1.2 degree within 1.5 cm optical path length. The power variation of this module is under 1% within an hour. The absorbance experiment to measure sodium pyruvate range from 0 to 82 μM using fabricated light module was conducted, where sensitivity of $7.7 \times 10^3 / \text{M}$ and linearity of 0.9995 R^2 is obtained.

一、前言

吸收光偵測系統 (absorbance detection system) 是利用光電檢測技術來偵測樣本的吸收率，進而辨別樣本之濃度變化，屬生化 (biochemical) 檢測常見方式之一。其可偵測的生物樣本濃度下限 (limit of detection)，雖然不若螢光偵測系統 (fluorescence

detection system) 佳，但具有不需標定 (label) 的特性，使其在生化程序上較為單純，系統架構亦較為簡潔。螢光偵測系統由於激發光和螢光放射光間的轉換效率甚低，因此需較強的激發光源 (如相對體積較大的氣體雷射系統或高壓汞燈系統)，或搭配高靈敏度之高壓光電倍增管 (PMT)，整體設計較為複雜，導致難以小型化⁽¹⁾，相較之下，吸收光偵測

系統較易整合至小型化之實驗室晶片 (lab-on-a-chip) 的檢測系統中⁽²⁾。

微小化的實驗室晶片可將多種生化反應過程縮小至一微小晶片上，所需樣品量可大幅減少而節省了試劑的實驗成本。另外，反應物之表面積－體積比 (surface-to-volume ratio) 大幅增加，可增快反應速度而縮短檢測時間；而試片之批量製造，更可獲得成本上的優勢。然而實驗室晶片之檢測多需經由特定之檢測系統加以讀取分析，且該類儀器多有昂貴與體型龐大之問題。在一般吸收光檢測設備中較佔體積、成本較為昂貴的設備以光源為主，因此若要將檢測設備小型化、成本降低，光源的部分最為關鍵。目前市售光源約可分為幾類：雷射 (laser)、燈泡 (lamp) 以及發光二極體 (LED)，分布之光源波段及特性參考表 1 所示，單位光譜強度最高者非雷射莫屬，惟雷射一般昂貴且體積較佔空間；近來半導體雷射發展迅速，量產後不但成本低廉且體積非常輕薄短小。目前商用量產技術紅外光 (IR) 及紅光半導體雷射 (~630 nm 波段) 已相當成熟，然生醫檢測較為常用的藍、紫光波段，半導體雷射則受限於材料的關係，尚未達成熟階段；雖因應下一代高密度光碟機之需求，405 nm 波段的半導體雷射發

展相當迅速，但目前價格十分昂貴，尚未達真正商用階段，不過由於高密度光碟機產品開發迅速，或許不久成本即可大幅降低。氣體放電燈泡由於光譜範圍極廣，屬於寬頻連續光源 (continue wave light)，非常適合用於多波長之檢測用途上，目前傳統吸收光的檢測設備大都使用此種光源。惟此種光源一般需要高壓、高功率之供應，因此散熱問題較為嚴重且體積較為龐大。目前最受期待的光源當屬 LED，不僅有半導體雷射體積小的優點，又兼具氣體放電燈泡多波長之特點，而且具有相當低成本之優勢。一般生醫的檢測不論是螢光或吸收光檢測，使用的光源波段大都屬於可見光波段，尤其偏藍、紫光波段，LED 在此一波長範圍內已有成熟產品可供選擇。因此，由於 LED 具有波長選擇性多、小型化、低成本之優點，故本研究選擇使用 LED 作為吸收光測試所需之光源。

依比爾－朗伯吸收定律 (the law of Beer-Lambert)，吸收率 A (absorbance) 可表示為 $A = \epsilon \cdot c \cdot l_{\text{abs}}$ ， ϵ 其中為莫耳吸收光係數 (molar absorptivity)、 C 為待測物之吸收濃度 (target concentration)、 l_{abs} 為吸收區的光程長度 (optical path length)。從比爾－朗伯吸收定律可知光程長度越長，吸收率 A 就越大，亦即檢

表 1. 各種光源之波長分佈及特性比較。

波長 / 種類	氣體雷射	燈泡	固態雷射	半導體雷射 (LD)	發光二極體 (LED)
< 400 nm	*Excimer	*cw	*		*UV-LED
405 nm	*Krypton	*cw		*	*
457 nm	*Argon	*cw	*		*
473 nm		*cw	*		*
488 nm	*Argon	*cw			*
514 nm	*Argon	*cw			*
532 nm		*cw	*		*
625 – 635 nm	*He-Ne	*cw		*	*
visble (400 – 700)	*Multi-line	*cw			full color / white
特性					
典型功率	數 mW – W	10 W – 150 W	數 mW – W	數 mW	數 mW – 100 mW
尺寸	體積龐大	一般	小型	微型	微型
光束品質	coherent	Non-coherent	coherent	coherent	Non-coherent
價格 (元)	> 100,000	< 10,000	> 10,000	< 3,000	< 500

* 表示有商品

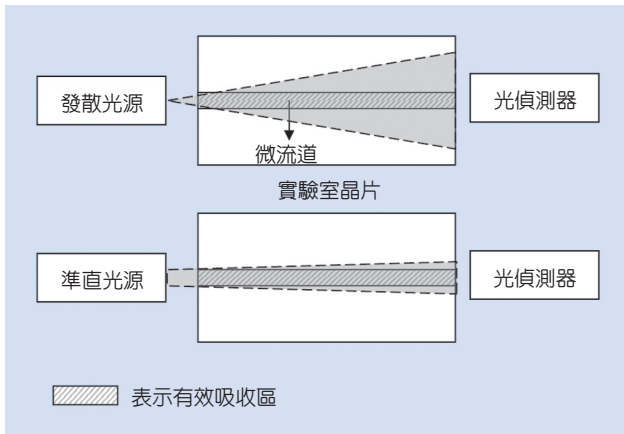


圖 1. 發散光源和準直光源在微流道有效吸收區之比較示意圖。

測系統的靈敏度就越高，因此文獻 (2-4) 為了讓吸收光檢測系統有較高的靈敏度，致力於增加光吸收區的光程長度 (optical path length)。文獻 (2) 使用波導 (waveguide) 的導光方式來增加光程長度，雖然成功地將整體系統微小化，然其光程長度只有 1 mm，遠不及於一般傳統吸收光常用的 1 cm 標準長度，且發散角遠大於 10 度。文獻 3 使用準直雷射光，利用實驗室晶片內全反射 (total internal reflection) 的原理，成功地將光程長度拉長至一般傳統吸收光常用的 1 cm 標準長度，但是其所使用的光源為波長 650 nm 的雷射二極體，就吸收樣本而言，並非最大吸收的波長。最大吸收波長為 420 nm，最接近的雷射波長，乃前面所述下一代高密度光碟機所需之 405 nm 波長。在微型實驗室晶片系統中，由於製程技術深寬比 (aspect ratio) 不高之限制，裝載檢體樣本的微流道 (micro channel) 通常為細長型，如圖 1 所示。若使用發散光源，光能被有效吸收部分僅侷限在微流道區 (圖中斜線部分)，發散至光吸收區外則會造成雜光，偵測系統的背景值因而提高，降低系統信噪比 (signal to noise ratio, SNR)；若使用尺寸匹配於微流道之準直光源 (collimated light source)，則大部分的光可被微流道內的生物樣本吸收，靈敏度、信噪比將可隨之提升。因此若要有效提升實驗室晶片吸收光偵測方式之靈敏度及信噪比，除了增加微流道之光程長度外，尚需搭配一準直光源模組，效果才能相得益彰。

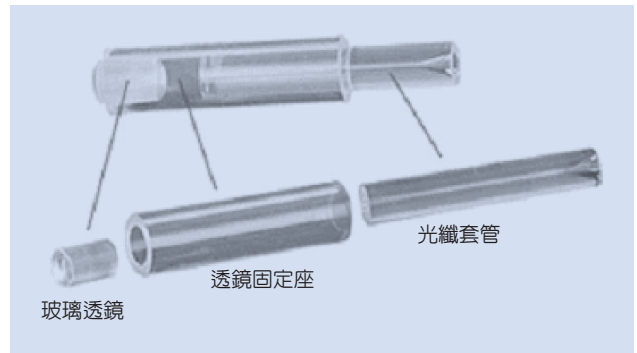


圖 2. Thorlabs 公司之商用光纖準直器。

然而由於商用 LED 的光點大小和微型實驗室晶片尺寸相差甚遠，發散角一般高於 10 度以上，所以商用 LED 不適合直接用在小型化吸收光偵測系統上。將光源導至尺寸大小匹配微流道之多模光纖 (multi-mode optical fiber)，再利用微透鏡 (micro lens) 準直 (collimation)，為一值得嘗試的方向。同時檢測多種樣本 (multi-function) 也是目前研究的趨勢，在晶片製作時必須使用多通道 (multi-channel) 流道之設計，而光源也必須有多通道輸出作為搭配。為了具有低價、小型化、多種樣本之同時偵測及準直，以提高偵測靈敏度的特色，因此本研究提出結合 LED 及光纖準直器優點，開發小型化多通道 LED 準直光源模組。

二、小型化多通道 LED 準直光源模組

為達到生醫吸收光檢測儀器低成本、小型化、多通道偵測及高靈敏度之需求，需製作一具有小型光源特徵及高準直性能之光準直模組，以使用於長距離光程檢測，增加檢測之靈敏度。本研究利用光纖通訊領域中光纖準直器 (fiber collimator) 的概念，將發光二極體發出的光作準直。一般商用光纖準直器其架構如圖 2 所示，將單模光纖推入石英光纖套管 (quartz fiber ferrule)，藉由控制光纖和玻璃微透鏡之距離，即可達成控制光聚焦 (focus) 或準直狀態 (collimation)。為了克服高成本並考量製作組裝的方便，Chen 等人捨棄玻璃微透鏡及石英光纖套管，改用低成本之單一塑膠光纖套管 (plastic fiber ferrule) 來製作單模光纖準直器 (single mode

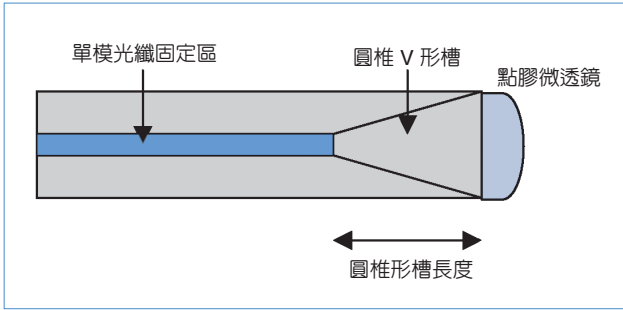


圖 3. 塑膠光纖套管準直器之示意圖。

fiber collimator)⁽⁵⁾，架構如圖 3 之示意圖，其中有圓錐 V 形槽之孔洞，可以點膠填滿圓錐 V 形槽，以便製作微透鏡。微透鏡係利用點膠技術在光纖套管尾端，滴入適量紫外光固化光學膠 (UV-curing optical adhesives)，套管本身的表面張力可使 UV 光學膠形成一半球結構，而由於光學膠本身的光學性質一般足以當透鏡使用，因此可作為準直所需微透鏡之用。本研究採用上述點膠微透鏡的方法，來製作光纖準直器，同時為了檢測多種樣本，因此提出將高功率 LED 的光分別耦合至多根光纖內，架構如圖 4 之示意圖。而為達成較高的耦光效率，擬使

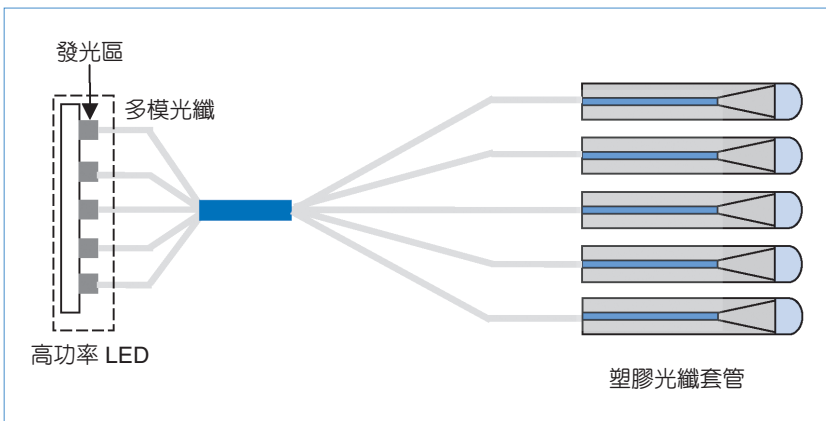


圖 4. 多通道 LED 準直光源模組示意圖。

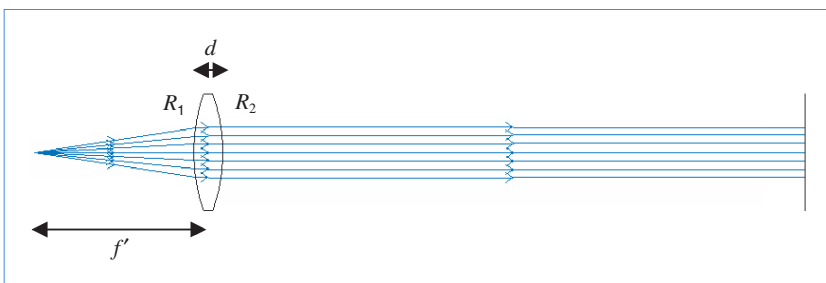


圖 5. 單透鏡點光源準直示意圖。

用多模光纖來作收光。本研究使用面光源 (surface light source) 的分析方式，來計算多模光纖透過微透鏡聚焦後之聚焦位置及光束大小。

1. 光纖準直器聚焦點位置及大小分析

點光源 (point light source) 欲達成準直的狀態，最簡單的方式即是採用單透鏡有限遠—無限遠共軛 (finite-infinite conjugate) 的方式來準直，如圖 5 之示意圖，厚透鏡的有效焦距 f' (effective focal length) 可表示為：

$$\frac{1}{f'} = (n-1) \left[\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} + \frac{d}{R_1 R_2} \frac{n-1}{n} \right] \quad (1)$$

其中 n 為透鏡的折射率， R_1 、 R_2 為透鏡的曲率半徑 (radius of curvature)， d 則為透鏡的厚度。將點光源擺置在透鏡的有效焦距 f' 上，即可輕易將點光源準直，準直後的聚焦點位置理論上應該在無窮遠處 (infinite)，而光束大小 (spot size) 則和透鏡的有效孔徑 (clear aperture) 有關。

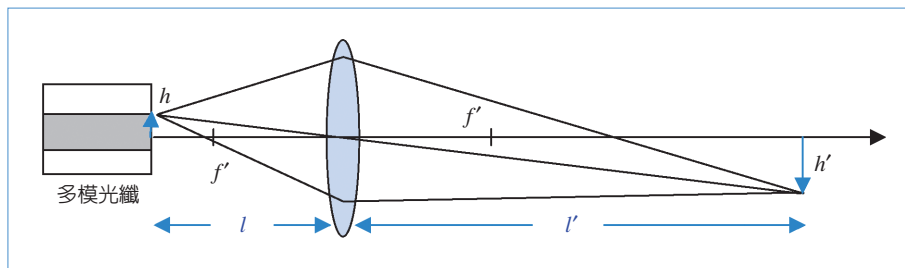


圖 6. 單透鏡面光源成像示意圖。

(1) 光纖準直器聚焦點位置之分析

本準直器中所使用的光源是來自於多模光纖，屬於面光源 (surface light source)，因改用有限遠—有限遠共軛 (finite-finite conjugate) 之分析方式，如圖 6 所示，因此分析方式必須修正，面光源經過準直後的聚焦點位置可由高斯公式 (Gauss equation) 來做計算，高斯公式可表示為：

$$\frac{1}{l'} = \frac{1}{l} + \frac{1}{f'} \quad (2)$$

其中 l 為光纖離透鏡的距離 (物距)， l' 為聚焦點離透鏡的距離 (像距)，已知透鏡的有效焦距 f' ，給定 l 值透過高斯公式即可求得 l' 聚焦點的位置。如欲讓光纖出來的光有較佳的準直效果 (發散角較小)，即像距 l' 趨近於無窮大，則物距需滿足以下關係：

$$f' \approx -l \quad (3)$$

亦即將光纖出口端置於透鏡的有效焦距處，則光束將會有較佳準直效果。

(2) 光纖準直器聚焦點大小之分析

光學系統之橫向放大率 (transverse magnification) 為聚焦點大小 h' (亦即像高) 與光纖核芯 (core) 半徑 h (亦即物高) 之比，由圖 6 之幾何關係可得橫向放大率為：

$$m = \frac{h'}{h} = \frac{l'}{l} \quad (4)$$

當光纖離微透鏡的距離 l 給定後，透過公式 (2) 即可求得聚焦點位置 l' ，再將求得的值代入公式

(4)，則可求出聚焦點的大小 h' ，經由簡單內插法則可求得發散角度 θ 。

本模組使用光纖核芯為 $105 \mu\text{m}$ 的多模光纖，透過曲率半徑 R 為 $1000 \mu\text{m}$ 之微透鏡來控制準直或聚焦狀態，藉由公式 (2) 與 (4) 之計算， $2h'$ 、 l' 、 θ 和 l 的關係如圖 7 所示。亦即光纖離透鏡的距離 l 增加超過有效焦距 f' 後，聚焦點位置離微透鏡越來越近，而聚焦點的大小越來越小，發散角則越來越大；當 l 逐漸接近 f' 時，聚焦點位置 l' 漸趨近無窮大，聚焦點大小越來越大 (大小受限微透鏡之有效孔徑)，發散角則趨近於零度，亦即光束呈現準直狀態。

2. LED 準直光源模組之製作流程

由於多通道光源可應用於同時檢測多種生物檢體之需求及監控輸出光之變化，因此本研究擬製作出多通道光纖準直器，並使用市售發光面積夠大的高功率 LED，以便可以植入多根多模光纖。製作

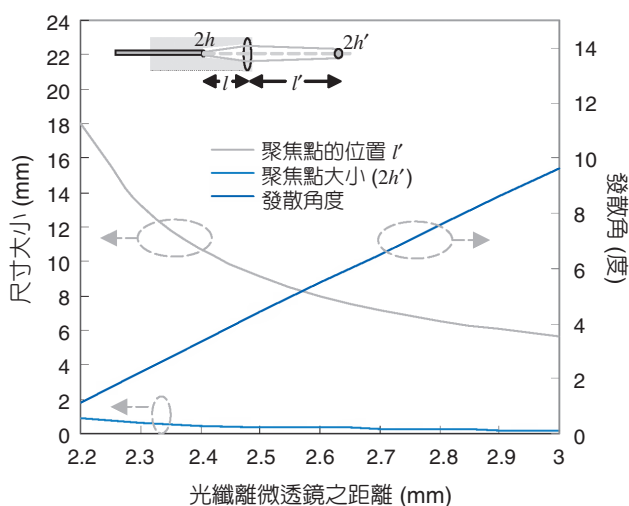


圖 7. 使用微透鏡 $R = 1000 \mu\text{m}$ ， $2h'$ 、 l' 、 θ 和 l 的關係。

LED 準直光源模組之流程，如圖 8 所示，首先進行前置程序將多模光纖作端切 (cleave) 處理。為有較高的光耦合效率 (coupling efficiency) 使光纖能貼近發光區，因此將商用光二極體之塑膠透鏡拔除，拔除透鏡後 LED 的照片如圖 9 所示。接下來將光纖端切過的一端和發光二極體的發光區貼近並對準，將耦合效率最佳化後，對準光纖和光纖套管，將光纖定位在特定位置，將光纖套管另一端點入光學膠，因表面張力的關係形成微透鏡，如圖 10 所示。當套管內光學膠的毛細現象達到穩定後，將光學膠所形成的透鏡用 UV 光照射固化，即可形成一準直模組。

三、LED 準直光源模組特性檢測

要符合微型實驗室晶片吸收光檢測系統之所需，除了光源必須小型化外，尚必須有足夠的光功率 (optical power)、長準直距離、低發散角度以及

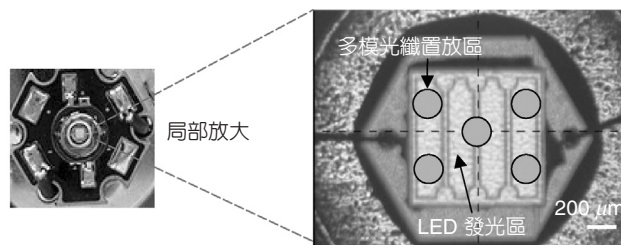


圖 9. 商用高功率 LED 之發光區及光纖植入位置示意圖。

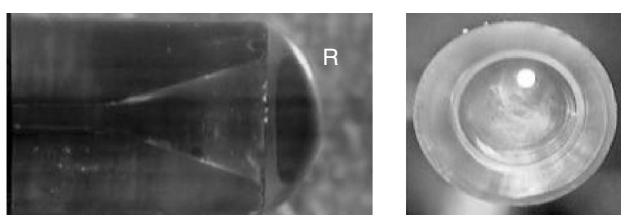


圖 10. 光纖套管點入 UV 光學膠，因表面張力所形成的微透鏡。

穩定之光功率等特點。因此以下就：(1) LED 和光纖耦合效率，(2) 點膠微透鏡之特性，(3) 光纖準直器之準直效果，(4) 模組之功率穩定性等特性，來評估 LED 準直光源模組的性能。

1. LED 和光纖耦合效率

光纖和 LED 之間的簡單且有效率的耦合方式可略分為三種：第一種為直接耦合 (direct coupling or butt-coupling)⁽⁶⁾，另一種是使用微透鏡 (micro lens) 的方式來增加耦合效率⁽⁷⁾，第三種則是使用光纖透鏡 (in-line fiber lens)⁽⁸⁾，三種方式的示意圖如圖 11 所示。其中微透鏡的方式由於需三道對準程序，實作上較為繁複且成本較高，因此在本研究中光纖和 LED 之間的耦合方式僅採用直接及光纖透鏡兩種方式，並進行比較。

文獻上提升光纖耦合效率較為常見的方法是透過光纖透鏡來增加耦合效率，利用熔接光纖的技術，將無核芯光纖 (coreless fiber) 尾端熔燒成光纖透鏡，如圖 12 所示為本實驗室利用 Ericsson 900 型熔接機 (fiber splicer) 所熔燒出來的光纖透鏡，目前可控制的曲率半徑範圍為 129–153 μm。將此一

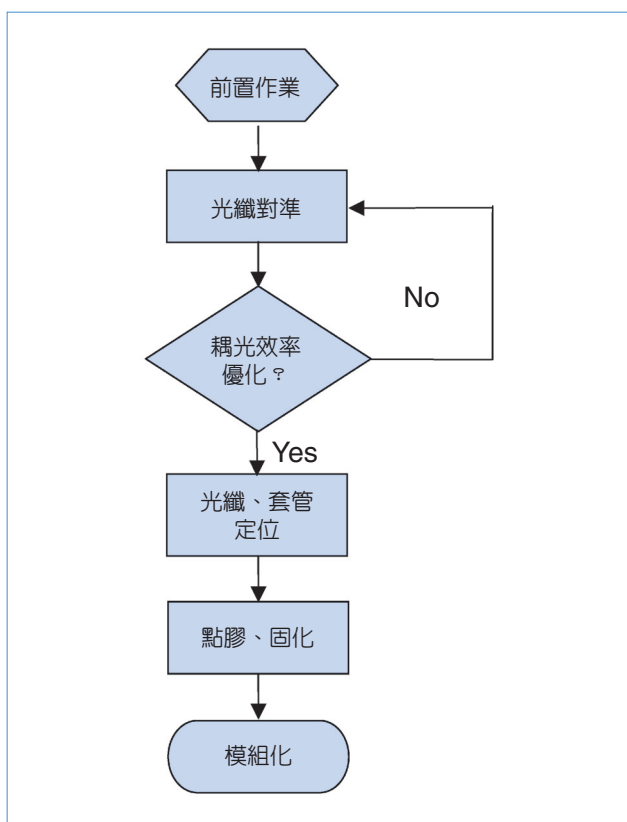


圖 8. LED 準直光源模組之製作流程圖。

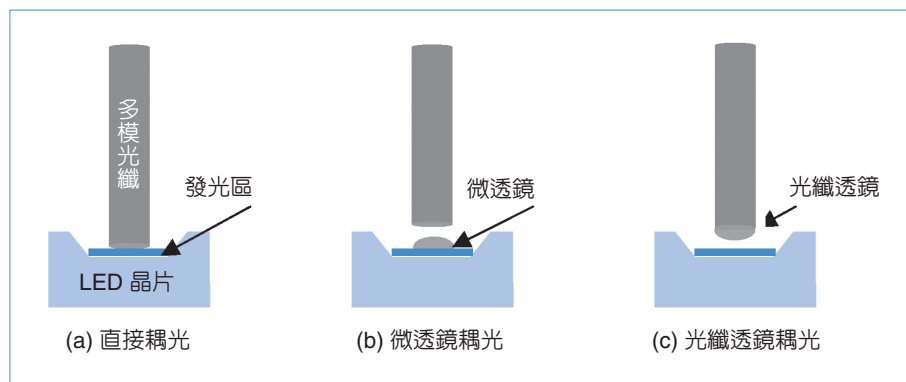


圖 11. 光纖和 LED 之間的耦光方式。

範圍曲率半徑的光纖透鏡用來做耦合 LED 所發出來的光，並且和直接耦光方式作比較，實驗結果如圖 13 所示，用光纖透鏡來作收光，在 $R = 146 \mu\text{m}$ 有較佳的耦光效率，然而甚至不及於直接收光的方式。光纖透鏡收光效果未如預期，推測其原因在於高功率 LED (一般以面型發光為主) 發光面積甚大且發散角度極大 (± 60 度)，而多模光纖的核芯又離 LED 發光區太遠，因此有部分的光並未由光纖透鏡耦合至多模光纖中，導致耦光效率下降。因此，光纖透鏡的收光方式比較適合用在邊射型 LED (發光面積較小)，對面射型高功率 LED 之收光並無助益，因此最後本準直模組仍採用簡易的直接耦光方式。

2. 點膠微透鏡之特性

準直所需的微透鏡是利用點膠技術，在光纖套管尾端點入適量光學膠，由於套管本身的表面張力可使光學膠形成一半球面，而形成一微透鏡。在本

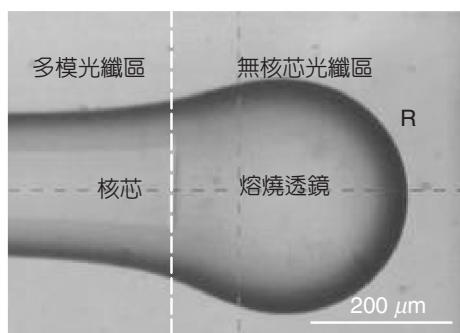


圖 12. 利用 Ericsson 900 型熔接機所熔燒出來的光纖透鏡。

研究中所使用的 UV 光學膠是 Norland Products 公司所生產之 UV 光學膠，其可見光折射率介於 1.51 – 1.56，黏滯係數 (viscosity) 有以下幾種選擇：300、1200、2000、5000 cps。將幾種黏滯係數光學膠點於光纖套管形成微透鏡，其所形成的微透鏡曲率半徑整理於圖 14 中。圖中有 4 條曲線，分別為 UV 光照射前後曲率半徑、透鏡厚度之變化，明顯可以看出照射後透鏡曲率半徑變大、厚度變薄，其中有部分的原因是因為 UV 光學膠內含有有機溶劑 (solvents) 成分，當遇到 UV 燈照射時，有機溶劑會揮發，因此造成微透鏡變薄、曲率半徑變大。照射前後曲率半徑及厚度約有 8% 之差異，可以預補償方式來改善。點膠形成微透鏡其曲率半徑的重複性約為 5% 左右，如圖 15 所示，其誤差來源大都來自點膠量之控制。光學膠所形成的微透鏡在未使用 UV 燈照射前是屬於液體狀，並未將所插入的光

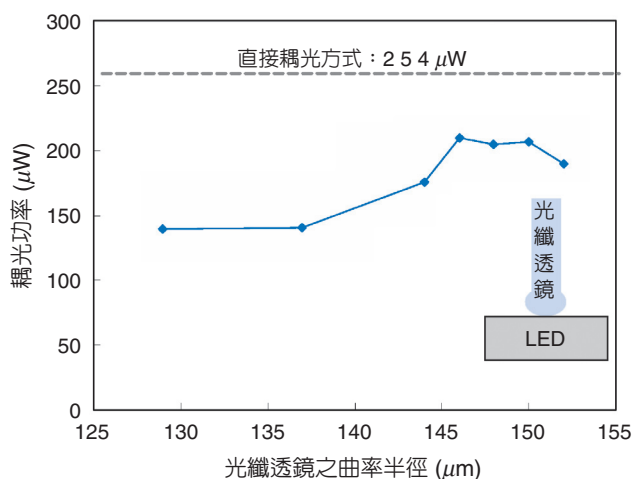


圖 13. 光纖透鏡和直接耦光方式之耦光效率比較。

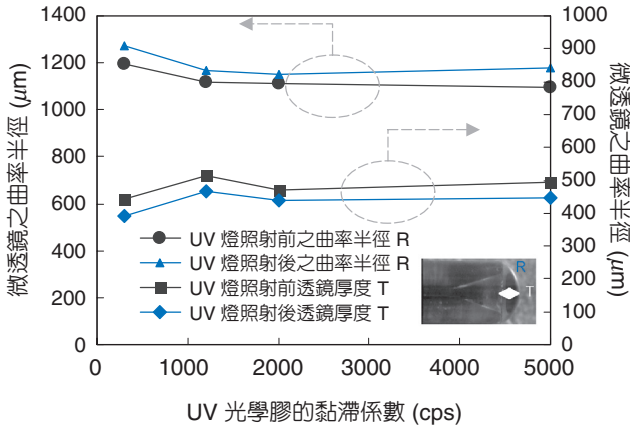


圖 14. 各種黏滯係數光學膠 UV 燈固化前後之曲率變化。

纖固定，光纖仍可以微調至所需的位置，當確定位置後，即可使用 UV 燈照射將半球狀的光學膠固化形成固體的微透鏡，以作為準直之用。

3. 光纖準直器之準直效果

圖 16 為數值孔徑 (numerical aperture, NA) 0.22 裸光纖及光纖準直器在不同位置光束大小之比較，光纖經過準直器發散情況明顯獲得大幅改善，在 1.5 cm 內的光程距離裡，發散角僅約 1.2 度左右。

一般 LED 不僅發散角大於 10 度，光能量亦十分不均勻，並不適合直接用於吸收光之檢測。圖 17 為一般 LED 及光纖準直器光束發散的比較圖，

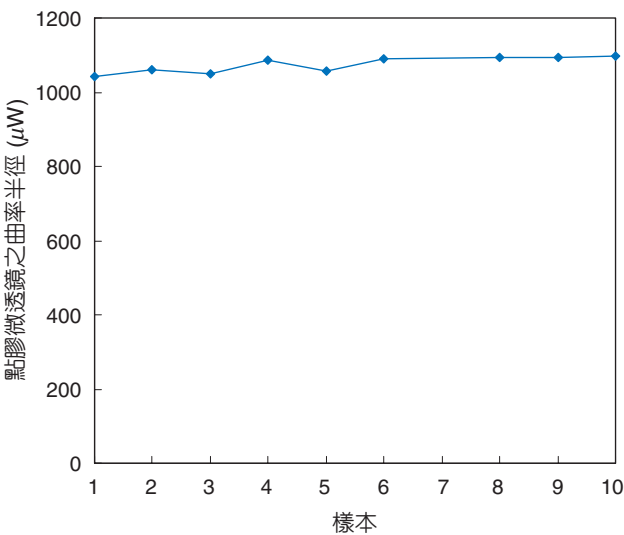


圖 15. 點膠形成微透鏡其曲率半徑的重複性。

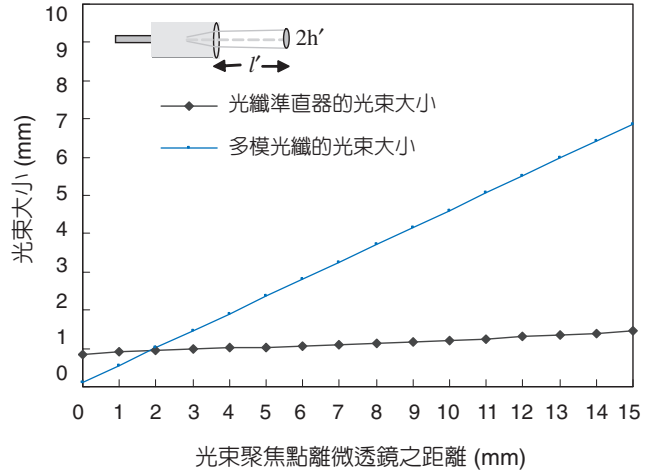


圖 16. 裸光纖及光纖準直器在不同位置光束大小之比較。

可明顯看出發光二極體耦光至光纖準直器並準直後，不僅發散角度變小，而且光束呈現均勻的狀態。

4. 模組之功率穩定性

為了準確的量出不同濃度樣品的吸收率變化，因此必須有一光功率穩定之光源。LED 光功率穩定性良好與否跟散熱元件的散熱能力有很重要的關係。一般用散熱片配合小型風扇來幫助散熱，若需進一步散熱則必須使用熱致冷卻元件 (TE cooler)。在本系統中，為了不佔空間，僅使用一般散熱片配

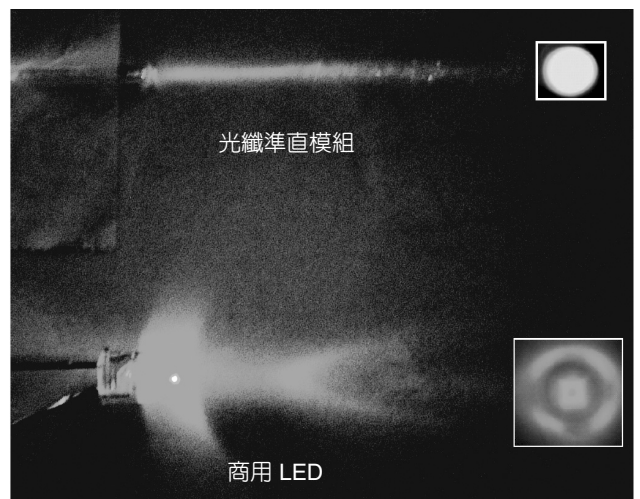


圖 17. 一般 LED 與本模組準直狀態之比較。

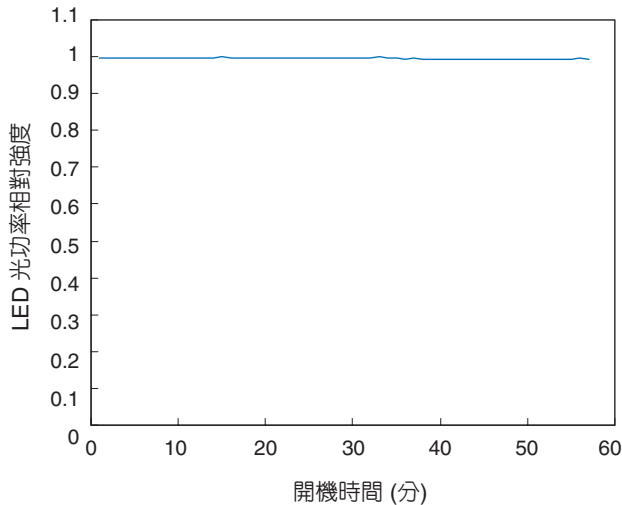


圖 18. 光功率的穩定性。

合小型風扇來散熱。測量 LED 準直光源模組的穩定性，結果如圖 18 所示，在 1 小時內光功率變化低於 1%，符合一般傳統吸收光偵測光源穩定性之規格。

四、吸收率測試結果

目前本研究所開發完成的多通道 LED 準直光源模組實體如圖 19 所示，含驅動電路模組的尺寸約為 5 cm (ϕ) \times 10 cm (L)，其中光纖準直器可經由光纖延伸至待測區旁，因此能避免未導入光纖準直器的雜光進入光檢測微流道內，影響吸收光檢測的信噪比。而由前段所述可知，本模組之光功率大小、準直特性、吸收光光源之功率穩定性，大致符合目前微型實驗室晶片吸收光檢測系統之所需。

為驗證本模組實際應用於吸收率量測時之性能，本研究以肝功能 GOT、GPT 生化檢測時之標準測試劑丙酮酸鈉 (sodium pyruvate) 來做測試。測試架構圖如圖 20 所示，使用中心波長為 505 nm 模組所產生的準直光，導入裝載不同濃度丙酮酸鈉之比色管 (cuvette) 內，測試丙酮酸鈉中濃度 0–82 μ M，經 Reitman & Frankel GOT、GPT 生化呈色法產生紅棕色產物進行吸收率測試。從圖 21 之實驗數據可看出，丙酮酸鈉濃度和光吸收訊號有極佳的線性度 (degree of linearity, $R^2 = 0.9995$)，斜率的變化 (靈敏度) 可達 $7.7 \times 10^3 / M$ 。

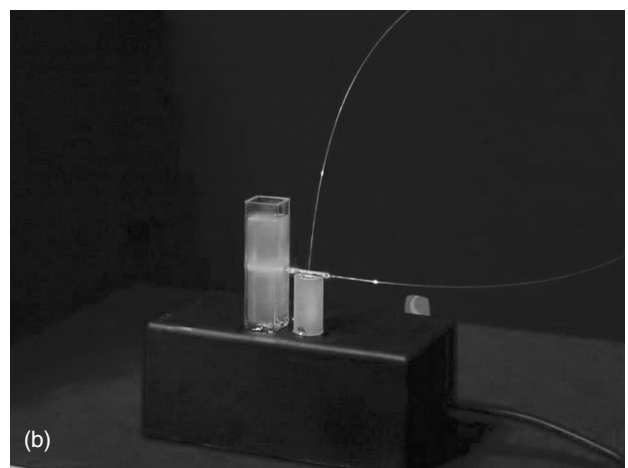
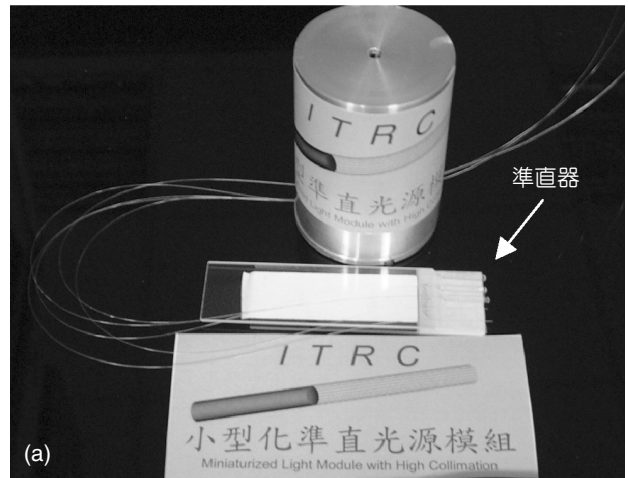


圖 19. 實體照片 (a) 小型化多通道 LED 準直光源模組，(b) 以本準直光激發比色管內螢光染劑。

五、結語

在一般傳統高靈敏度的吸收光檢測系統中，光吸收區的光程長度通常需要 1 cm 左右，然而在微型實驗室晶片吸收光檢測系統中，常受限於小型光源的準直特性不佳，使得吸收光程長度無法加長，以致於無法提升系統整體的靈敏度。本研究提出小型化 LED 準直光源模組，結合 LED 體積小和光纖準直器低發散角的特點，不僅可將檢測系統小型化，尚兼具高靈敏度之優點，且可提供多通道輸出，供多種樣本同時進行檢測。目前此模組在工作距離 1.5 cm 內，發散角可低於 1.2 度，一個小時內光功率穩定度可低於 1%。實際應用於肝功能吸收光檢測上，當丙酮酸鈉測試濃度範圍為 0–82

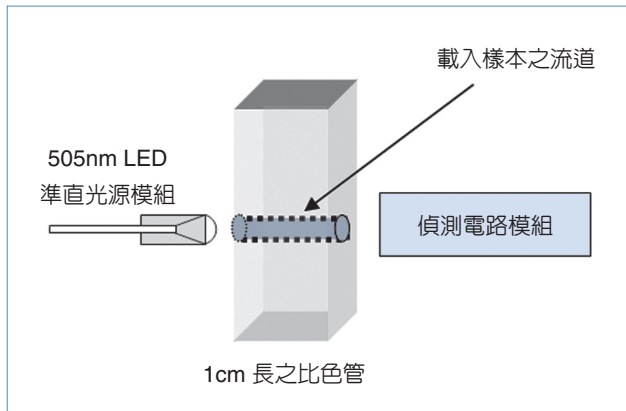


圖 20. 吸收光測試的架構圖。

μM ，所測得靈敏度為 $7.7 \times 10^3 / \text{M}$ ，其中線性度可達 $R^2 = 0.9995$ 。未來將應用於搭配自行開發的實驗室晶片系統中，預期不僅可將整體吸收光檢測系統成本降低、小型化，更能保有一般傳統吸收光高靈敏度之特點。

參考文獻

1. A. Y. Fu, C. Spence, A. Scherer, F. H. Arnold, and S. R. Quake, *Nature Biotechnology*, **17**, 1109 (1999).
2. K. B. Mogensen, J. El-Ali, A. Wolff, and J. P. Kutter, *Transducers'03*, 694 (2003).
3. M. Grumann, I. Moser, J. Steigert, I. Riegger, A. Geipel, C. Kohn, G. Urban, R. Zengerle, and J. Duerce, *MEMS 2005*, 108 (2005).
4. D. Snakenborg, K. B. Mogensen, and J. P. Kutter, *7th International Conference on Miniaturized Chemical and Biochemical Analysis Systems*, 841 (2003).
5. T. Chen, W. R. Cox, D. Lenhard, and D. J. Hayes, *Proceeding of SPIE- the International Society for Optical Engineering*, **4652**, 136 (2002).
6. D. N. Christodoulides, L. A. Reith, and M. A. Saifi, *Journal of Lightwave Technology*, **LT-5** (11), 1623 (1987).
7. H. M. Berg, D. I. Shealy, C. M. Mitchell, D. W. Stevenson, and L. C. Lofgran, *IEEE Transactions on Component, Hybrids, and Manufacturing Technology*, **CHMT-6** (3), 334 (1983).
8. E.-H. Park, M.-J. Kim, and Y.-S. Kwon, *IEEE Photonics Technology Letters*, **11** (4), 439 (1999).

- 翁俊仁先生為國立中山大學光電工程碩士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心助理研究員。
- 謝哲偉先生為國立清華大學動力機械工程博士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心副研究員。

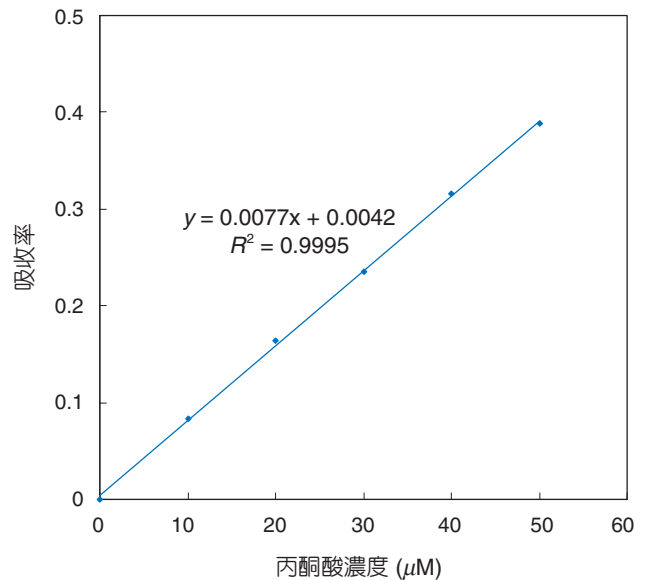


圖 21. 使用 LED 準直光源模組量測不同丙酮酸鈉濃度之吸收率。

- 黃宏琳先生現就讀私立建國科技大學機電光系統研究所碩士班。
- 許偉昌先生為國立台灣大學機械工程碩士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心助理研究員。
- 林明瑜小姐為美國新澤西州立大學生物醫學碩士，現任國家實驗研究院儀器科技研究中心助理研究員。
- Chun-Jen Weng received his M.S. in electro-optical engineering from National Sun Yat-sen University. He is currently an assistant researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.
- Jerwei Hsieh received his Ph.D. in power mechanical engineering from National Tsing Hua University. He is currently an associate researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.
- Hung-Lin Huang is a M.S. student in the Institute of Mechatronic System at Chienkuo Technology University.
- Feng-Chang Hsu received his M.S. in mechanical engineering from National Taiwan University. He is currently an assistant researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.
- Ming-Yu Lin received her M.S. in biomedical sciences from Rutgers, the State University of New Jersey, USA. She is currently an assistant researcher at Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.