

中華民國第 56 屆中小學科學展覽會

作品說明書

高級中等學校組 工程學科(二)科

第二名

052402

**以衰減瞬逝全反射 U 型光纖感測器應用於過敏
偵測之研究**

學校名稱：臺北市立建國高級中學

作者： 高二 曾則皓 高二 陳霖家	指導老師： 童禕珊
---------------------------------	------------------

關鍵詞：過敏偵測、光纖、生物感測器

摘要

本研究研發一 U 型光纖生物感測器。進行偵測時，首先將抗原修飾於光纖表面上，再將光纖先後浸泡於模擬樣品及二級抗體(二抗)。隨後，把 U 型光纖鎖入反應槽中並移至光學平台上導入雷射。最後，在反應槽中通入奈米金粒子溶液，奈米金粒子會與二抗接合，從而附著於光纖表面上，在光纖表面上形成抗原→偵測目標→二抗→奈米金粒子之結構。奈米金粒子的附著改變溶液之折射率，同時也吸收雷射，使訊號的改變更加劇烈，讓此設計得以偵測小型生物分子。

本感測器與時間相關，能以動力學模型計算生物分子接合之解離常數，以低成本、快速、簡易的操作進行抗體篩檢等生物小分子檢驗。同時亦有發展為波導平台，具有模組化、大量檢測的潛力。

壹、研究動機

近年來，生物技術以及醫療水準不斷提升。然而，時至今日，許多人仍然深受過敏症狀的困擾。其中，不少人會選擇到醫院、診所進行過敏原檢測。最常見的檢測方法為貼布檢測，將過敏原中的致敏物質抽取純化，以貼片的形式檢驗接觸性皮炎，抑或佐以光照等因素誘發輕微過敏反應做檢測。然而，這樣的檢驗方法對於受驗者在生活上有諸多不便，除了施測期間必須避免流汗以外，也有患者會有較為激烈的紅癢反應，且只能針對接觸性皮炎為表徵的過敏現象做偵測。除了如上的傳統接觸式檢驗之外，也常以化學分析儀來進行免疫檢驗，這些儀器利用抗體抗原及化學分子的結合，產生螢光、呈色反應以進行偵測。在實驗室環境中，Elisa kit 酵素檢驗也是常使用的方法之一。有鑑於此，我們想要建構一過敏偵測平台，除了能夠有一定的實用性外，也具有提供低耗損、操作簡易、感測速度快、可模板化等優勢，具有研究發展為生物小型分子偵測平台的潛力。

貳、研究目的

本研究計畫架設一U型光纖基底光學免疫偵測器，改良此系統原先只能偵測大型分子的設計，利用奈米金粒子的光學特質放大訊號，使此平台擁有偵測更小型生物分子的能力。並且希望藉由低成本、操作簡便，同時兼具基本定量性、穩定度、靈敏度的偵測，得到可作為動力學研究參考之即時性訊號，提供其更多的可能發展性。

參、研究設備與器材

一、研究藥品

1. 分枝型聚乙烯亞胺(PEI)
2. 戊二醛
3. L-Lysine dihydrochloride(離胺酸)
4. NACAD peptide
5. anti-NACAD antibody
6. Goat Anti-Rabbit IgG Fc (Biotin)
7. Gold nanoparticle (GNP)
8. Anti-Rabbit IgG (whole molecule)
-FITC antibody (螢光抗體)
9. pH 7.0、9.0、11.5 PB buffer
10. pH 7.0 PBS buffer
11. 蔗糖水濃度(2.5%、5%、
7.5%、10%重量百分濃度)

二、研究器材

1. 1.7 mL離心管數個
2. 2 mL離心管數個
3. PMMA塑膠光纖
4. 烙鐵
5. 設計之反應槽
6. Cary Eclipse Fluorescence Spectrophotometer(螢光儀)
7. Cary Eclipse Scan Application(掃描程式)
8. Stanford Research Lock In Amplifier
9. National Instruments Function Generator
10. Thorlabs sensor
11. Labview 資料紀錄程式

肆、研究過程或方法

本研究以圖1之流程進行。首先，進行背景探討以瞭解RI偵測、漸逝波等常見光纖生物細胞檢測應用原理，並且參考前人所研究出之光纖生物感測器。接著，應用習得的背景知識和理論，尋找合適的方案完成我們的目標—進行快速、低成本、低消耗、高發展性的抗體檢測。最後，在提出合適的模組之後，以實作測試其可行性，並且搜集數據檢驗是否能夠達到預期表現。



圖1 研究進行流程

測試過程中如果發現模組有不可行之處或可以改善的空間，則回到上一步驟，重新思考其他方案，使設計更加完備且符合需求。

一、背景探討

背景探討過程如下圖（圖2），藉由深入探究光纖生物探測技術以及相關光學原理，希望對於研究領域能夠有更高的掌握度，並且尋求滿足追求條件的可能方案。

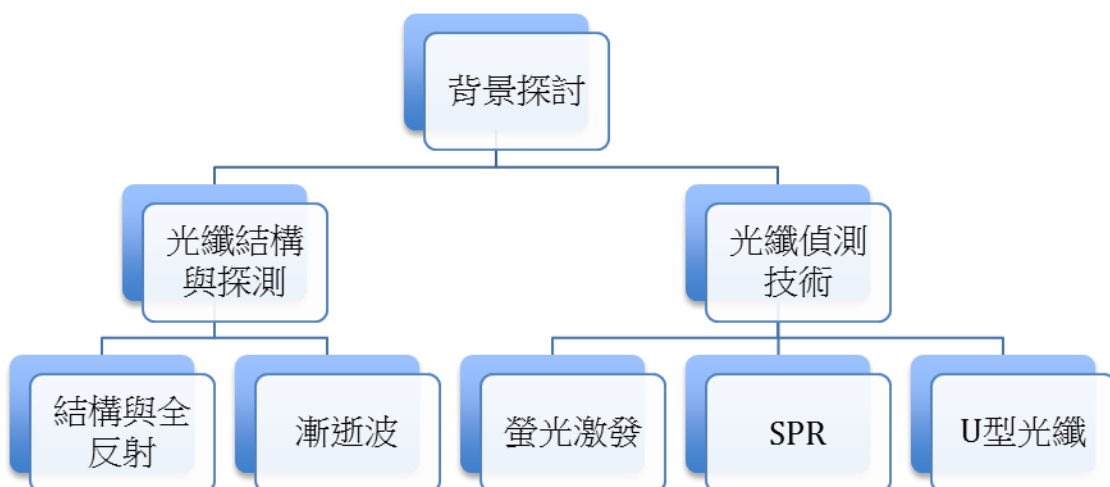


圖2 背景探討架構

(一) 光纖結構與探測原理：

1. 光纖結構與全反射

光纖為一利用全反射原理而使光線能夠在其導引下沿著管身而前進的光學工具，可以分為外層的纖衣(cladding)及內部的核心(core)兩部分（圖3）。



圖3 光纖結構示意圖

一般而言，纖衣的折射率會略低於核心的折射率，以實現全反射的條件。下

方為全反射臨界角值之公式（式1）：

$$\theta_c = \sin^{-1} \left(\frac{n_a}{n_b} \right)$$

式1 全反射臨界角公式

式1中， θ_c 指臨界角， n_a 在此處指纖衣之折射率， n_b 則指核心折射率。

當入射光於核心的入射角值大於該光纖的臨界角時，將發生全反射現象，使得光線能夠於光纖之中不斷往前傳輸。一般光纖檢測器常採用PMMA塑膠光纖，其纖衣核心皆為PMMA塑膠材質，唯纖衣經過化學處理，使得其光學折射率低於核心。

2. 漸逝波

當一個波強度隨著距離增加而成指數衰退，我們可以漸逝波(evanescent wave)來描述之。當其強度衰退為原先的尤拉數分之一，我們稱其對應距離為穿透深度(penetration depth)。而在光纖中，發生全反射的位置並不剛好位在纖衣與核心之介

面，而是位於距離介面穿透深度之距離，此距離大約等於該光波長。垂直介面方向的波為漸逝波，而光纖一般而言淨效應為沿著光徑前進。

(二) 光纖偵測技術：

1. 光纖螢光激發偵測器

由於光纖纖衣厚度遠大於漸逝波穿透深度，因此其能量不至於大幅度散失。今將PMMA塑膠光纖纖衣剝除，並且於表面上修飾偵測目標對應接合生物分子，若光纖浸於偵測溶液中，一般而言偵測溶液折射率會低於核心，因此同樣能使光纖在核心中達到全反射的效果。然而，若使螢光分子藉由偵測目標與光纖表面生物分子的結合同樣附著，將會被透出核心至溶液中的漸逝波激發，發出螢光，而能被感測，完成生物檢驗目標。

2. 光纖表面電漿共振感測器 (SPR)

今若將一金屬薄膜置於剝除纖衣後之核心表面，金屬薄膜中自由電子會被漸逝波激發，破壞平衡而產生振動，此振動傳播以粒子層面來看如同電漿。而又可以藉由調整入射光角度，使其於介面上之分量與振動傳遞向量完全相通，可將其能量完全傳給自由電子，此時，反射光強度等於0，該入射角稱為共振角。利用表面電漿共振，藉由生物分子的結合或是偵測樣品濃度的改變，改變金屬膜表面介質折射性質，而能利用共振角的改變達成偵測的目的。

3. U型光纖偵測器

放棄常見之漸逝波激發方式，此偵測模板將光纖彎為U字型，使部分光線在彎曲處無法達成全反射繼續傳播，轉而在纖衣層中前進。今使光纖周圍環境折率低於光纖纖衣，此時，光纖周圍介質之折射率即為式1中之 n_a ，而纖衣折射率即

為 n_b ，若介面處可達成條件，便可產生全反射。若欲偵測之生物分子成功附著於光纖表面，便能改變周圍其附著能改變其中數值 n_a ，並且改變臨界角值，進而使光線不滿足全反射條件，不再留於光纖中而散失在溶液中。偵測光纖末端光線強度改變與否，便可得知偵測目標是否存在。

二、尋找適合方案

表1 光纖生物偵測技術比較

	螢光激發	SPR	U型光纖
前處理	複雜	複雜	簡單
處理成本	低	高	低
偵測目標	小分子	小分子	大分子
訊號呈現	終點結果	即時訊號	即時訊號

由上述比較可以得知，U形光纖偵測法相較於其餘常見光學偵測，在低成本及處理簡易程度上顯然佔有優勢，同時也能夠提供即時訊號而不是單一的呈色、螢光結果，在發展上能夠提供更多資訊，擁有較高的潛力。然而，若要建構一免疫偵測器，甚至擁有模板化、檢測更多類小型分子的能力，U型光纖僅能偵測大分子物質的缺點勢必需要改變。此缺點之癥結為：其訊號產生原理，在於感測區周遭介質折射率的改變。而要以小分子物質為目標，難以造成顯著、能夠觀察的訊號強度。因此，我們選擇在反應樣品中加入奈米金粒子，除了對於折射率的改變造成的光強度流失之外，更能藉由奈米金粒子附著於光纖表面，吸收光線，來進一步擴大訊號，而能達到檢測、甚至基本定量分析要求。

三、實作

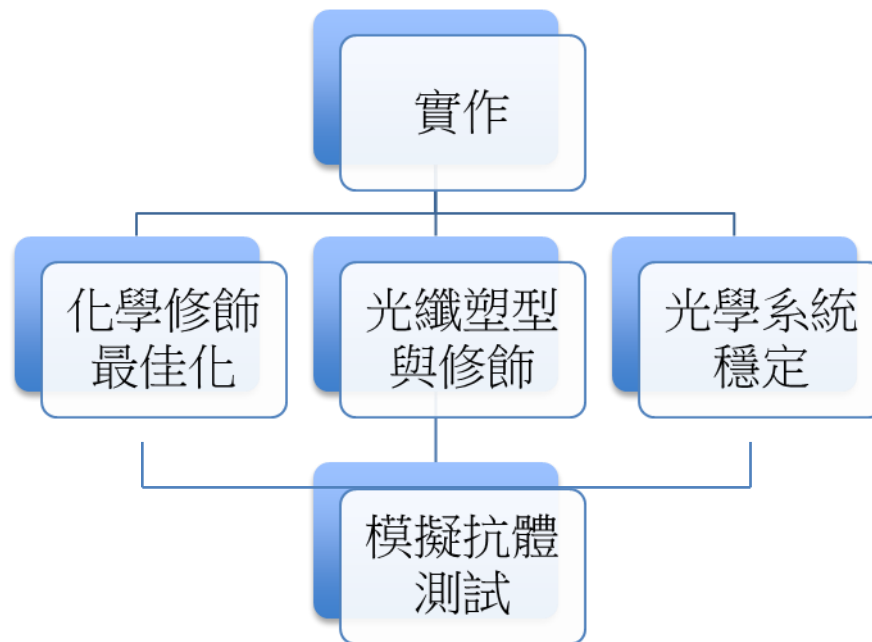


圖4 實作步驟流程圖

本研究以圖 4 之流程製作，最終以自體抗原 NACAD 作為偵測目標，以進行模擬抗體測試。

(一) 表面化學修飾最佳化

表2 表面化學修飾最佳化實驗器材與設備

1.7 mL離心管數個、PMMA塑膠光纖、分枝型PEI、戊二醛、
Anti-Rabbit IgG (whole molecule)-FITC antibody (螢光抗體)、
pH 7.0、9.0、11.5 PB buffer、Cary Eclipse Fluorescence
Spectrophotometer(螢光儀)、Cary Eclipse Scan Application(掃描程式)

首先，我們參考文獻[7]中的修飾方法，以分枝型聚乙炔亞胺(polyethylenimine, PEI, 圖 5)，一含有數個胺基可供接合之聚合物，及戊二醛(glutaraldehyde, GA, 圖6)，可以穩定連結PEI及生物分子，作為在PMMA光纖表面進行修飾的媒介。為了能夠使修飾處理效率達

到最高，我們希望藉由實驗操作得出我們進行該反應最合適之濃度及環境條件，主要皆是根據濃度、pH值兩個面向進行調整。

化學修飾的第一步是PMMA光纖對於PEI的接合反應，於適當環境中反應，下一步將光纖浸於GA溶液中，使得GA能夠接上PEI，作為連接PEI與生物分子的橋樑。最後，再浸於生物分子溶液中，使其與GA之另一醛基反應，完成修飾。

1. 試驗方法

為了驗證修飾效果，我們選擇將接合有 FITC 螢光分子之抗體修飾在光纖表面，藉由抗體溶液原先經激發後產生之螢光強度，以及反應完成後強度下降比例來比較修飾反應效果。意即，修飾效果越好，溶液中剩下螢光抗體越少，在儀器中掃描所得之訊號亦越低。修飾之三步驟：PEI、GA、生物分子（螢光抗體）反應時間皆為一個小時，各溶液取 600 μL 置於 1.7 mL 之離心管中作為 PMMA 光纖浸入之反應容器，每一離心管反應時。要進行最佳化時，一次只改變材料的一種變因，並試著找出最佳組合。

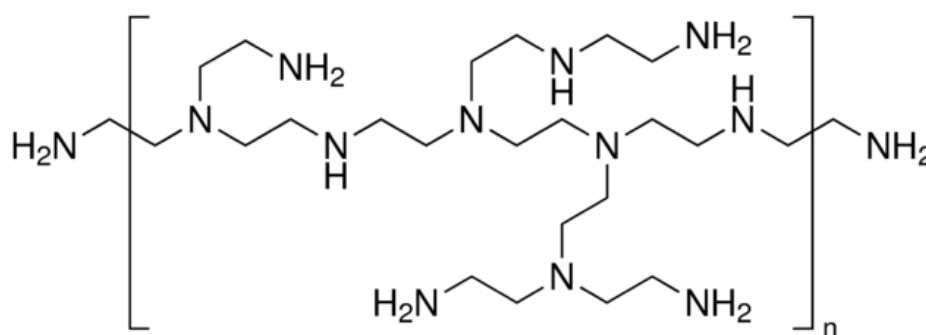


圖5 polyethylenimine (PEI)單體結構

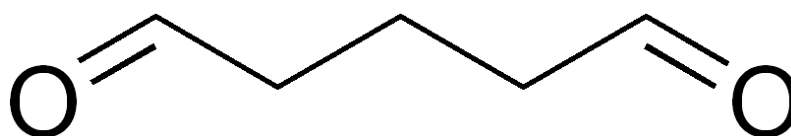


圖6 glutaraldehyde (GA)結構

2. PEI反應條件最佳化

在進行修飾第一步：PEI分子與PMMA光纖之鍵結最佳化試驗時，分為反應環境酸鹼度以及濃度兩個變因。然而根據文獻[7]，今當PEI處於pH值小於9的環境中，其胺基團會形成-NH₃⁺之結構，而與帶易負電之PMMA光纖表面形成靜電吸附。如此的吸附力強度過低，無法進行有效的生物分析，唯當環境pH值高於11時，胺基能形成-NH₂之結構，而與PMMA形成共價鍵，提供反應時所需的穩定性與強度。因此，在反應環境pH值的部分，我們直接採用pH值11.5的緩衝溶液，提供鹼性條件同時保障穩定度。因此，PEI修飾之最佳化主要針對濃度方面進行調整。

3. GA反應條件最佳化

在決定了PEI之反應條件：濃度調整後，接著是GA的反應條件處理。不過，在濃度以及pH值調整兩者之中，藉由PEI的濃度以及結構式、鍵結原理進行推算，可以得到GA的濃度以1%為佳。又GA為小分子，主要影響反應鍵結形成與否的關鍵在於pH值的調控，所以此部分最佳化主要調整為環境的酸鹼度。

(二) 光纖塑形與修飾

表3 光纖塑形與修飾實驗器材與設備

2 mL離心管數個、PMMA塑膠光纖、分枝型PEI、戊二醛、
Anti-Rabbit IgG (whole molecule)-FITC antibody (螢光抗體)、
pH 7.0、9.0、11.5 PB buffer、Cary Eclipse Fluorescence
Spectrophotometer(螢光儀)、Cary Eclipse Scan Application(掃描程式)
、烙鐵

1. 熱塑形

本偵測器中所使用的光纖在偵測過程中呈現U型之構造。然而，被凹為U型的光纖可能因為張力而彈開，造成反應裝置的不穩定，因此勢必得將其事先定型。我們想到的方法是以烙鐵加熱光纖，使其軟化，進行塑形。實際操作方法為將烙鐵通電20秒左右，待加熱到一定溫度後，將光纖繞於棒上並彎至所需弧度(圖7)。

操作過程中必須避免過度施力，或因烙鐵熱度過高導致光纖過度融化，而改變粗細、甚至因為嚴重形變而無法進行光學傳導的可能。



圖7 使用烙鐵加熱光纖並彎曲之

2. U型光纖修飾

在擬出熱塑化光纖定型的前處理方法後，下一步要確認U型光纖能夠有一定的修飾效率，且每次所彎出的光纖能夠有相近的品質。

於是，我們仿照上述的方法，以激發螢光偵測其強度的方法進行檢驗，但改為使用容量為2 mL之離心管，因為其形狀較適合U型光纖的擺置。並且，進行了兩組測試，以確認光纖熱處理之穩定性，同時確認其相較於直線型光纖不會有大幅度的修飾效率下降。

(三) 光學系統穩定

表4 光學系統穩定實驗器材與設備

PMMA 塑膠光纖、蔗糖水濃度(2.5%、5%、7.5%、10%重量百分濃度)、反應槽、pH 7.0 PBS buffer、Stanford Research Lock In Amplifier、National Instruments Function Generator、Thor Lab Laser、Labview 資料紀錄程式、Thorlabs sensor

在最佳化了修飾效率後，我們需確認光纖裝入反應槽、架設至光學平台上後，是否具有一定的穩定性和再現性，因此進行以下兩組實驗：

1. 再現性測試：

我們利用調整蔗糖水濃度(2.5%、5%、7.5%、10%)來改變折射率，分別將水以及四種糖水溶液依序打入反應槽中，觀察訊號表現能否再現已知的折射率改變。

2. 穩定性測試：

我們多次輪流打入水、6.5%糖水兩種溶液，觀察是否每次動作完成後，觀測到之數值仍能回到上一輪操作結果。

(四) 模擬抗體測試

表5 模擬抗體測試器材與設備

2 mL離心管數個、PMMA塑膠光纖(U型)、分枝型PEI、戊二醛、
NACAD peptide、anti-NACAD antibody、Goat Anti-Rabbit IgG Fc
(Biotin)、Gold nanoparticle (GNP)、L-Lysine dihydrochloride、
pH 7.0、9.0、11.5 PB buffer、Stanford Research Lock In
Amplifier、National Instruments Function Generator、Thorlabs
Laser、Labview 資料紀錄程式、Thorlabs sensor

在完成上述步驟，確立本偵測器前處理過程後，下一步為進行最終的模擬抗體測試。

本步驟實行示意圖與裝置設計圖如下：

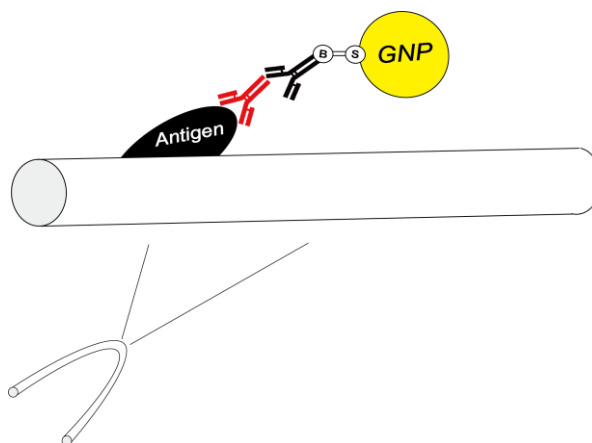


圖8 抗體與光纖表面抗原、GNP結合示意圖

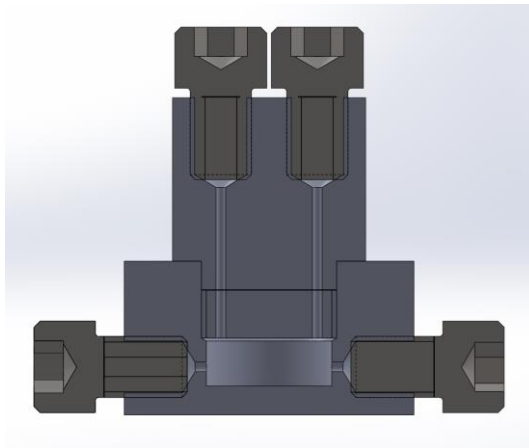


圖9 反應槽設計圖

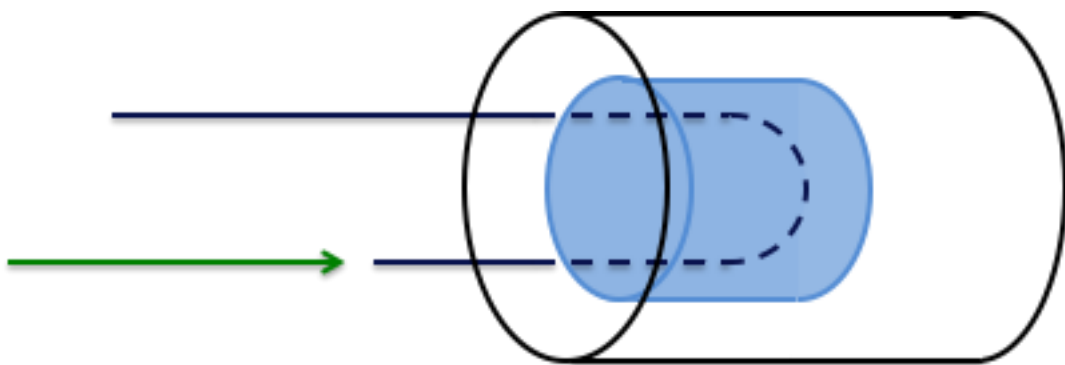


圖10 反應槽置入光纖與反應進行示意圖

圖8為本次偵測反應進行之示意圖。偵測之主要目標為檢測樣品中是否含有待測物抗體，以作為過敏反應鑑定。藉由光纖表面偵測抗原(黑)使模擬偵測之目標抗體(紅)接合，溶液中奈米金粒子(GNP)表面所修飾之Fc端辨認抗體(黑)能夠與目標抗體鍵結，從而使GNP能夠連接在光纖表面周圍。

圖9、10為此偵測器之外圍反應槽及反應示意圖。進行試驗時，反應槽如圖10一般平置，原圖上方兩開口作為光纖出/入兩端、底部兩開口為偵測溶液導出及導入處。中空處使其充滿偵測溶液，而光纖U型彎曲部分則浸泡於溶液之中，進行反應。光纖一端藉由光學元件導入雷射，另一端則連上光線感測器，以檢驗光線強度變化。

在進行偵測前，除了將抗原分子修飾於光纖上之外，仍需額外加上一個以離胺酸(lysine)修飾，填滿尚未鍵結之接合位，使其不會進行非特異性結合。隨後，將修飾有抗

原之光纖先後浸泡於樣品、二抗溶液中之後，將其鎖入反應槽中、架於光學平台上，並將雷射經光學元件導入光纖，光纖尾端架設感光儀感測光線強度。檢測時，首先，於反應槽空腔來回打入PBS緩衝液及純水，以此兩種介質之間訊號差別，作為不同次操作間的比較基準。接著，通入空氣確定槽內液體排空後，打入奈米金粒子溶液，靜待其進行反應。最後，再次打入PBS溶液，洗去非以化學性鍵結接合在光纖上之奈米金粒子。理論來說，奈米金的存在將會造成折射率升高，意即光線強度降低。我們以Labview程式進行數據記錄，每一秒記錄一資料點。

伍、研究結果

一、化學修飾最佳化

(一) PEI濃度最佳化

如肆、三、(一)、2所述，我們依PEI之濃度分為1%、2%、5%、10%四組試驗，經螢光測量儀檢驗後結果如圖11：

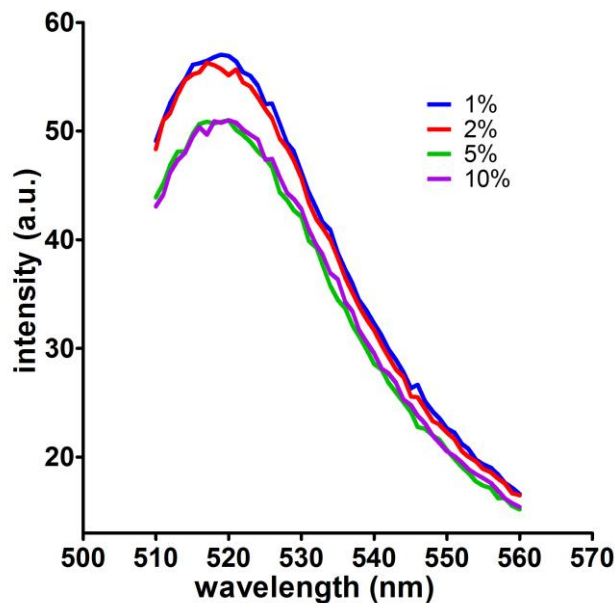


圖11 PEI濃度-螢光激發圖

由圖11之結果可以看出，PEI濃度在1%-5%之區間中，螢光強度下降值隨濃度而增加，亦即濃度越高，修飾效果越好。然而，濃度由5%增加至10%，修飾效率並沒有明顯提升，下降值仍維持在176 a.u.左右。我們推測原因可能是PEI分子接合於光纖表面上時，其本身所造成的立體障礙，阻擋其他分子的附著，因此就算提高濃度，也無法使與PMMA形成鍵結的PEI數量有顯著提升。有鑒於降低成本、綠色化學的考量，我們選用5%之PEI來進行修飾。

(二) GA pH值最佳化

為了找出最佳的環境酸鹼值，同樣的，我們如肆、三、(一)、3所述的檢驗方法，分為反應環境緩衝溶液pH=7.0、9.0、11.5三組實驗組。在反應完成後，於螢光檢測儀中得到的結果如圖12：

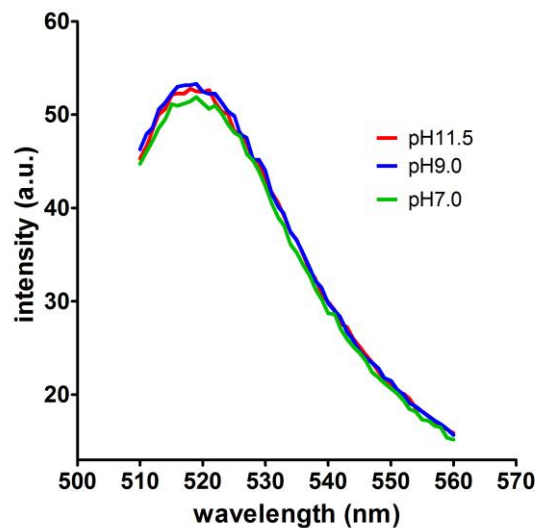


圖12 GA pH值-螢光激發圖

(三) 總結

經過表面化學修飾最佳化步驟，我們選定PEI修飾環境為pH 11.5、濃度為5%；GA修飾環境為pH 7.0、濃度為1%。

二、光纖塑型與修飾

(一) U型光纖修飾

如肆、三、(二)、2所述，我們依照之前最佳化的實驗方法，以激發螢光偵測其強度的方法進行檢驗，得到的結果如圖13:

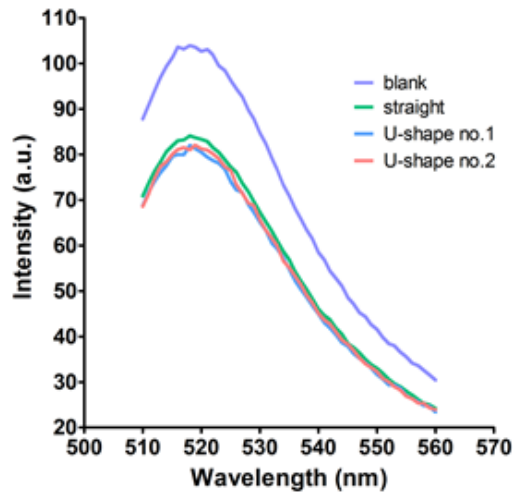


圖13 U型光纖兩組測試數據

由此圖可以得知，我們所進行測試之兩條光纖，雖不是同時進行熱塑形，仍能夠保有一定的修飾品質與穩定性，且與直線型光纖相比擁有相近的修飾效率，因此此法為可行的前塑形方式。

三、光學系統穩定

(一) 再現性測試

如肆、三、(三)、1所述，藉由注入不同濃度的糖水，來觀察訊號表現能否再現已知的折射率改變，實驗結果如圖14:

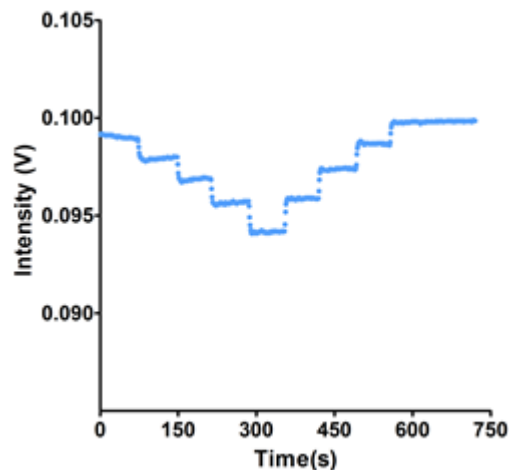


圖14 光學再現性測試數據

此實驗的溶液注入順序為水→2.5%糖水→5%糖水→7.5%糖水→10%糖水→7.5%糖水→5%糖水→2.5%糖水→水，由上圖得知，我們設計的系統輸出的訊號可以再現相同的折射率訊號，代表此系統的訊號與折射率有相關。

(二) 穩定性測試

如肆、三、(三)、2所述，我們反覆注入水以及6.5%的糖水溶液，偵測結果如圖15:

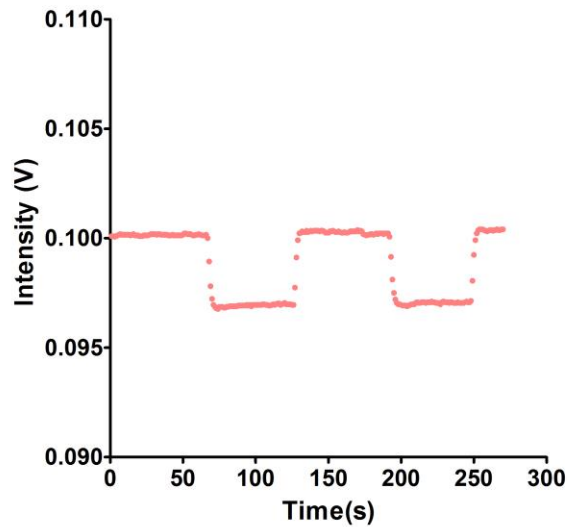


圖15 光學穩定性測試數據

由圖15可看出，此系統經過多次的折射率變化依然擁有穩定的變化，相同的折射率所產生的訊號誤差極小，代表具有一定的穩定性跟操作可重複性，不至於因為系統本身誤差造成過大的訊號影響。

四、 模擬抗體測試

如肆、三、(四)所述，我們在模擬抗體測試時按照順序注入PBS溶液→水→PBS溶液→空氣→奈米金粒子溶液→PBS溶液，並利用程式將每一秒的強度紀錄下來，結果如圖16:

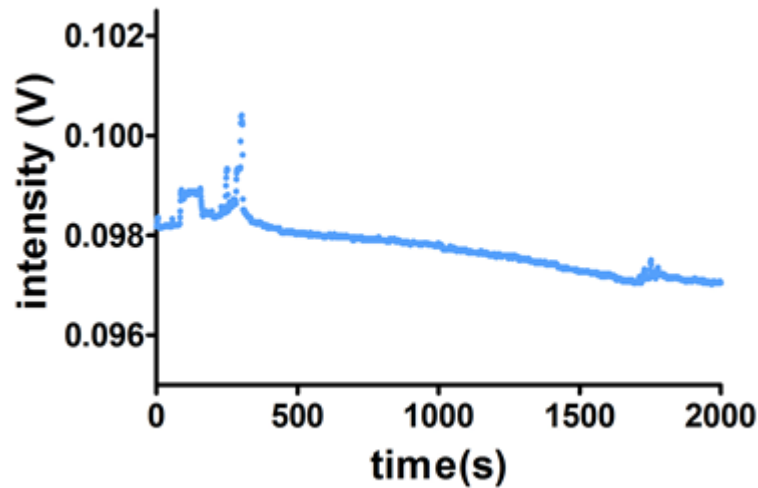


圖16 模擬抗體測試數據

由上圖得知，系統中加入奈米金，的確能放大光學訊號，使小型生物分子目標同樣可以被偵測。參考圖中數據趨勢可以發現，最後得到的訊號將趨近一個定值，即使約於時間軸1700秒時，加入緩衝液沖洗光纖，其訊號表現仍趨於不變，代表奈米金粒子的確是在光纖上與目標產生化學鍵結，而不是靜電吸附等其他因素而附著。

陸、討論

一、光學系統測試

我們依照 伍、三、(一) 的實驗數據做成圖17，將糖水的折射率減去水的折射率作為橫軸；並將糖水的訊號強度對水的訊號強度之比值作為縱軸，我們可以利用這張圖推算出我們設計的系統在理論上的偵測極限。

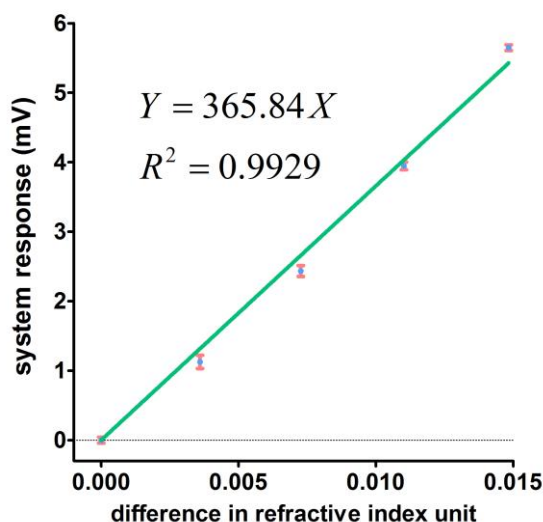


圖17 理論偵測極限

根據IUPAC的定義，偵測極限為測量基準值時所得到的誤差值乘上3倍，依據方程式將其回推到橫軸上的值即為偵測極限。由圖14中的數據可推導出測量基準值(水)的誤差為0.04265 V，則將其乘上3倍再代回方程式所得到的折射率相對值為 3.4978×10^{-4} ，即代表我們設計的系統在物理方面，理論上可以偵測到折射率比水大 3.4978×10^{-4} (RIU)之代測物。

二、模擬抗體測試

我們為了要測出此系統在實際測試方面的偵測極限，我們分別測試了六種目標抗體的濃度，分別是:0, 10^2 , 10^3 , 10^4 , 10^5 , 10^6 (pg/ml)，並將這六種濃度的目標數值算出並作圖(圖18)，計算其回歸線的方程式，最後使用上述的方法計算偵測極限。

在圖18中，基準值的誤差為 1.586×10^{-2} ，因此，將誤差乘上三倍帶回方程式中求解得到的偵測極限為0.1927(pg/ml)。

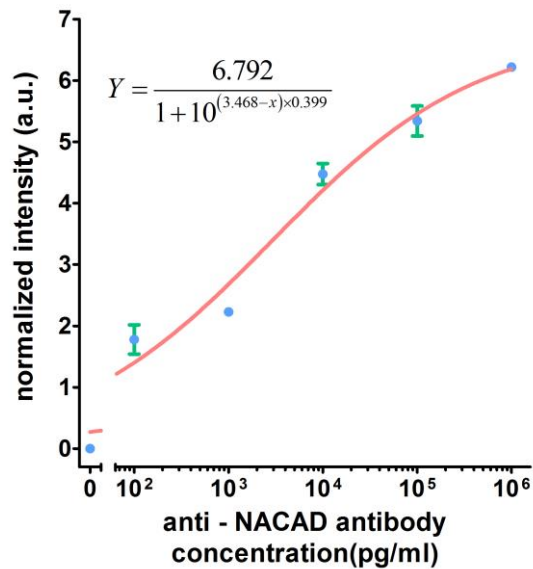


圖18 模擬抗體訊號對
濃度作圖

柒、結論

一、結論：

本研究改良一U型光纖過敏偵測器，藉由加入奈米金粒子的方式，放大光學訊號，使其擁有對小分子生物目標的偵測能力，也具有一定的靈敏度以及基本的定量性。經由實作驗證，確立此偵測器設計之最佳反應環境，並且確認經熱塑處理後，修飾效率能夠達到預期且品質穩定。

此裝置所產生之訊號不同於一般感測器的終點結果，會隨時間及分子反應情形產生即時性訊號。由實作測驗(圖16)可以得知，在打入奈米金後，隨著分子逐漸反應接合，訊號會產生隨時間產生下降之趨勢。也就是說，由其下降趨勢圖，我們可以利用電腦動力學模型運算得到其反應速率常數，進一步得到其解離常數 K_D (equilibrium dissociation constant)。如此一來，此裝置除了單純小分子偵測的功能外，同時能夠利用動力學計算，進行不同目標間的動力學、親和力比較，具有作為低成本抗體株篩選、甚至進行藥物結合力檢驗的潛力。

下表為本研究設計目前優缺點：

表6 本研究設計優缺點

優點	缺點
<p>1.不需進行去纖衣等繁複化學處理。</p> <p>2.不需經過昂貴的修飾、鍍膜。</p> <p>3.反應短、操作簡易、成本低廉。</p> <p>4.藉由奈米金粒子放大光學性質，能夠有比較高的靈敏度。</p> <p>5.能套用動力學模型，做到抗體篩選、小分子鍵結力比較。</p>	<p>1.一條光纖只能修飾一種過敏原才能進行有意義的檢測。</p> <p>2.現行裝置一次只能檢測一條光纖。</p>

二、應用與未來展望：

1. 替代常見之快速生物小分子檢驗。
2. 進行化學層面的動力學比較，達成抗體篩選等等目的，並作為取代SPR（表面電漿共振儀）之低成本選項。
3. 進行實驗，優化其化學修飾過程，進一步縮短時間。
4. 改良光學架設裝置，減少藥品使用量、增進裝設穩定度，避免干擾。
5. 發展為波導平台、多孔道系統，一次偵測多種抗原，使其實用性提高。

捌、參考資料

- [1] Gupta, B. D., Dodeja, H. and Tomar, A. K. (1996). Fiber-optic evanescent field absorption sensor based on a U-shaped probe. *Optical and Quantum Electronics*, 28(1996), 1629-1639
- [2] Wandermur, G., Rodrigues D., Allil, R., Queiroz, V., Peixoto, R., Werneck, M. and Miguel, M. (2014). Plastic optical fiber-based biosensor platform for rapid cell detection. *Biosensors and Bioelectronics*, 54(2014), 661-666
- [3] Hradetzky, S., Roesner, L. M., Balaji, H., Heratizadeh, A., Mittermann, I., Valenta, R. and Werfel, T. (2014). Cytokine effects induced by the human autoallergen α -NAC. *PubMed*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24441101>.
- [4] Kogan, G. L. and Gvozdev, V. A. (2014). Multifunctional protein complex NAC (nascent polypeptide associated complex). *PubMed*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25850291>.
- [5] Li, S., Chen, X., Geng, X., Zhan, W. and Sun, J. (2015). Identification and expression analysis of nascent polypeptide-associated complex alpha gene in response to immune challenges in Japanese flounder *Paralichthys olivaceus*. *PubMed*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26142144>.
- [6] Pospíšilová, M., Kuncová, G. and Trögl, J. (2015). Fiber-Optic Chemical Sensors and Fiber-Optic Bio-Sensors. *Sensor* (2015), 15, 25208-25259
- [7] Bai, Y., Huang, W. C. and Yang, S. T. (2007). Enzyme-Linked Immunosorbent Assay of *Escherichia coli* O157:H7 in Surface Enhanced Poly (Methyl Methacrylate) Microchannels. *Biotechnology and Bioengineering*, Vol. 98, No. 2 (2007), 328-339
- [8] 謝振傑. (2006). 光纖生物感測器. *物理雙月刊*, 廿八卷四期(2006), 704-710

【評語】 052402

本研究針對過敏源之偵測，期望提供快篩方法。主題具有實用性價值，內容也包含學術性探討。問題解決採用目前學術界發展中的主流實驗方法。海報全以英文顯示。