

恆定電流運轉之同步輻射紅外顯微光譜及其應用

A Study of Fourier-Transform Infrared Microspectroscopy under Top-Up Injection Operation at NSRRC

李耀昌、陳慶曰、黃佩瑜、劉金炎

Yao-Chang Lee, Ching-Iue Chen, Pei-Yu Huang, Chin-Yen Liu

從 2005 年底國家同步輻射研究中心正式啟用恆定電流注射模式運轉。在恆定電流模式下，儲存環內維持電子束流 300 mA 運轉，此模式使光束線光學元件維持具恆定熱載的優勢，且具有更高的紅外光通量和輝度提供給用戶進行實驗。但在恆定電流注射模式運轉下，紅外光譜擷取過程中常受到電子束注入儲存環瞬間的高頻雜訊干擾，因此我們設計了一個邏輯電路閘之控制模組，以避免高頻雜訊的干擾。在本文中將詳細說明此邏輯閘模組機制與紅外顯微光譜實驗站之現況，經由此邏輯閘模組控制和同步輻射傅立葉轉換紅外顯微技術，不但可提供量測樣品於中紅外光區的分子振動吸收光譜，更可利用樣品中不同成分物種之特徵吸收，以建立紅外光譜影像。

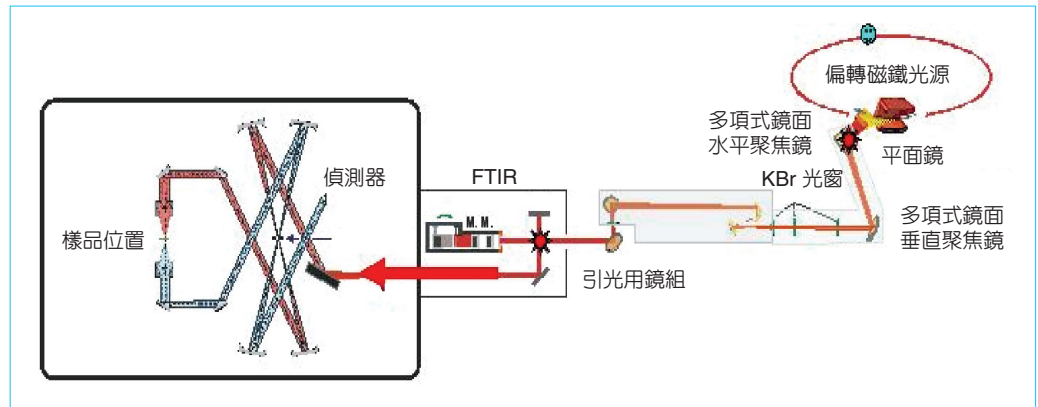
Top-up mode is the standard mode of operation at the National Synchrotron Radiation Research Center (NSRRC, Taiwan) for serving users since the end of the year of 2005. Based on running constant beam current, beamlines take the advantage of constant heat load, higher flux of photon, and brightness for data acquisition. However, a random high frequency noise was always induced in the infrared spectrum during top-up mode operation. In order for eliminating the spectral noise during electron injection, an innovative gating system was constructed and proved to be effective method by steering acquisition program of infrared microspectroscopy system. In this study, we reported the detailed gating scheme, a gating module and the status of end-station of infrared microspectroscopy. Utilizing both noise eliminating system and technique of synchrotron-radiation-based FT-IR, we successfully acquired subsequently spectra and spectral images.

一、前言

國家同步輻射研究中心 (National Synchrotron Radiation Research Center, NSRRC) 的台灣光源

(Taiwan Light Source, TLS) 電子儲存環經中心機器各系統多方面同仁一年多來不斷地努力與配合，從 2005 年 10 月起，儲存環成功地提升在恆定電流注射模式下正式運轉，並且成為世界上第一個由第三

圖 1.
BL14A 紅外光束線
及紅外顯微術實驗站
之光學系統示意圖。



代同步輻射機器儲存環電子束流從衰減 (decay) 模式運轉，成功地完功能提升轉型，提升為恆定電流注射 (top-up injection) 的模式運轉。時間上緊接在美國 (Advanced Photon Source, APS)、瑞士 (SLS) 及日本 (SPring-8) 之後，NSRRC 是世界上第四個完成以恆定電流注射模式運轉的同步輻射設施，目前儲存環恆定電流注射模式運轉全時段提供 300 mA 的電子束流⁽¹⁾。與現今一般同步輻射設施相較，它所提供的優勢不僅使儲存環機器本身得到更強的電子束流、更低的發射度 (emittances) 與更穩定的束流位置監測信號 (BPM)，並使各光束線的鏡箱與單光儀分光系統等光學元件易保持恆定的熱負載 (heat load)，大幅提升光學鏡面的穩定度，且具有高強度的電子束流，帶給用戶更高的光通量及高輝度之光源，以進行實驗量測。

二、紅外光束線光學系統及實驗站

國家同步輻射研究中心 BL14A 紅外光束線實驗站是專為中紅外光區設計的紅外顯微光譜工作站，已完成整體系統調光與最佳化狀態，並從 2005 年 7 月起全面正式開放給國內外紅外光譜研究用戶進行相關實驗研究，開放至今已經超過三年，用戶皆有相當不錯之研究成果。

此紅外光束線是以一距離偏轉磁鐵 (bending magnet) 1.22 m 的水冷卻平面反射鏡 M1、兩面多項式修正的聚焦鏡 (polynomial focusing mirror) M2 與 M3，以及數片調整光路與準直之面鏡組成，作為導入實驗站前紅外光路調控與光束準直用。且為維持和保護儲存環的超高真空 (UHV) 環境，在光

束線聚焦鏡下游的管路中分別安裝三組溴化鉀 (KBr) 材質的紅外視窗，將光束線與光束線實驗站的环境隔離，如圖 1 所示。

本紅外顯微光譜實驗站是結合高準直之紅外同步輻射光源 (infrared synchrotron radiation)、共軛焦紅外顯微鏡 (Thermo-Nicolet Continuum)、傅立葉轉換紅外光譜儀 (Thermo-Nicolet, Magna-860) 及二維電動掃描光譜影像的樣品台所組成。紅外顯微鏡之共軛焦位置的孔徑大小可由馬達帶動調整至 $5 \times 5 \mu\text{m}^2$ ，而樣品載台為水平及垂直方向移動調整其樣品偵測位置。此紅外光束線之中紅外光源是從二極偏轉的磁鐵 BM1 轉彎處引出，其光源擷取張角水平方向與垂直方向分別為 $70 \times 30 \text{ mrad}^2$ ，引出光源其所涵蓋能量範圍主要為 $4000 - 650 \text{ cm}^{-1}$ 的中紅外光區。

同步輻射光源經由光束線的光學系統聚焦並準直 (collimation) 後，導入紅外顯微實驗站中，同步輻射光源再經顯微鏡 32 倍的紅外物鏡 (Cassegrain objective) 聚至樣品位置，並在穿透 (transmission) 模式下量測^(2, 3)，相較於傳統紅外光源 (global source) 同步輻射在極小的空間中即具有高穿透量，經上述方法量測結果，其光點在垂直與水平方向大小分別約為 $10 \times 13 \mu\text{m}^2$ ，然而傳統紅外光源則較為發散，其光點大小約為 $30 \times 50 \mu\text{m}^2$ ，如圖 2 所示⁽⁴⁾。

三、高頻雜訊阻絕的邏輯閘模組

目前國家同步輻射研究中心儲存環進行恆定電流運轉模式，為了降低用戶在實驗時段之數據擷取

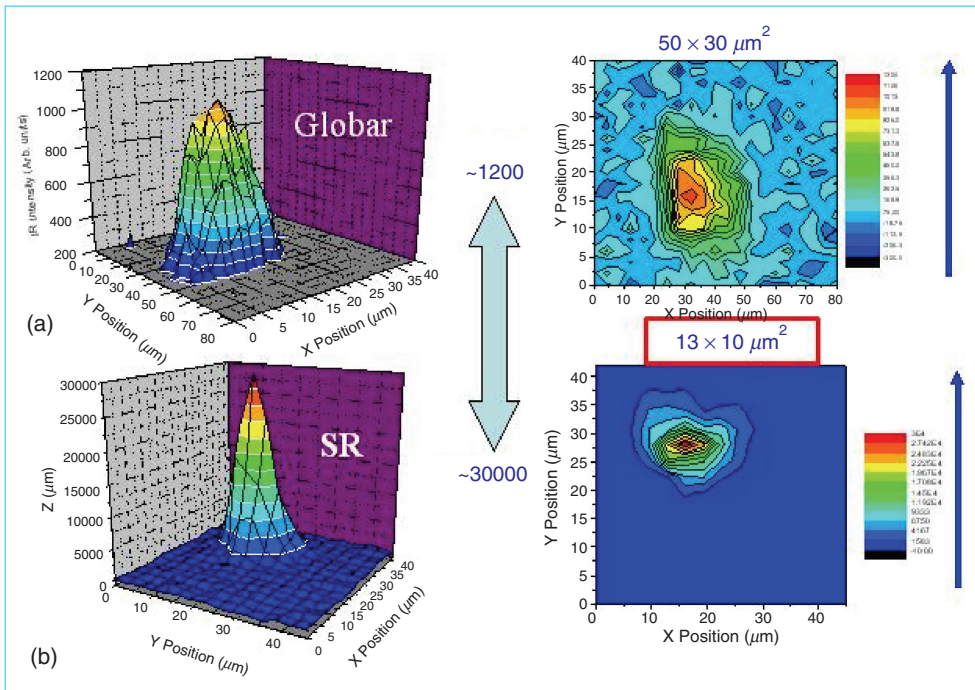


圖 2. (a) 黑體輻射光源與 (b) 同步輻射紅外光源 (1200 K) 之聚焦光點大小比較。

過程中因電子注射造成的雜訊干擾，因此運轉模式是採用固定時間間隔 (fixed time interval) 注射，其電子束每次注射間隔時間為 60 秒，亦即每次注射過程是經由儲存環傳輸段的偏踢磁鐵 (kicker magnet) 組，連續地每間隔週期 60 秒啟動一次，並經由儲存環控制室軟體程式的操作，送出當次注射的觸發信號。目前經同步輻射控制室操作得到最優化 (optimisation) 與高重現性的電子注射參數下，電子束流軌道可擁有更低的發射度與穩定的束流位

置監測信號，經此恆定電流注射模式運轉下，其運轉儲存電子束流值為 300 mA，且儲存環電子束流對時間的關係圖如圖 3 所示。由於在紅外顯微實驗站量測取得的 FT-IR 光譜，明顯地在沒有連結阻絕的邏輯閘 (logic gating) 模組控制下，光譜中夾雜了外來的高頻率雜訊，而此現象並不會在電子束流衰減運轉模式 (decay mode operation) 中發生，如圖 4 所示。

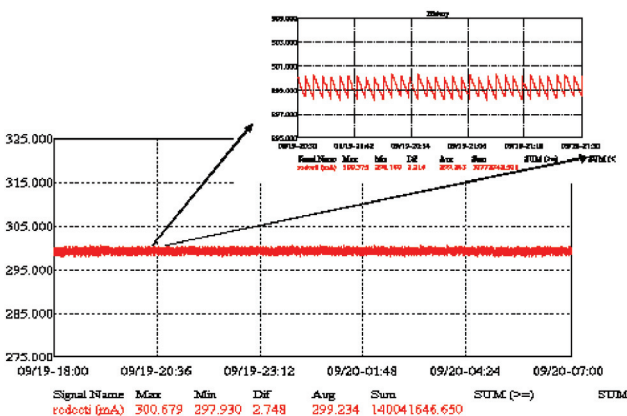


圖 3. 恆定電流注射模式下，儲存環電子束流對時間的關係圖；儲存的電子束流為 300 mA。

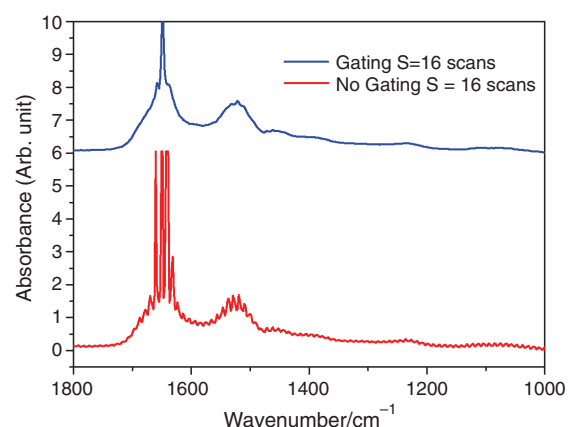


圖 4. 恆定電流注射模式下，分別啟用 (藍線) 與不啟用 (紅線) 邏輯閘控制下，經量測得到的紅外光譜，其光譜解析度為 4 cm^{-1} 及累積掃描 16 次。

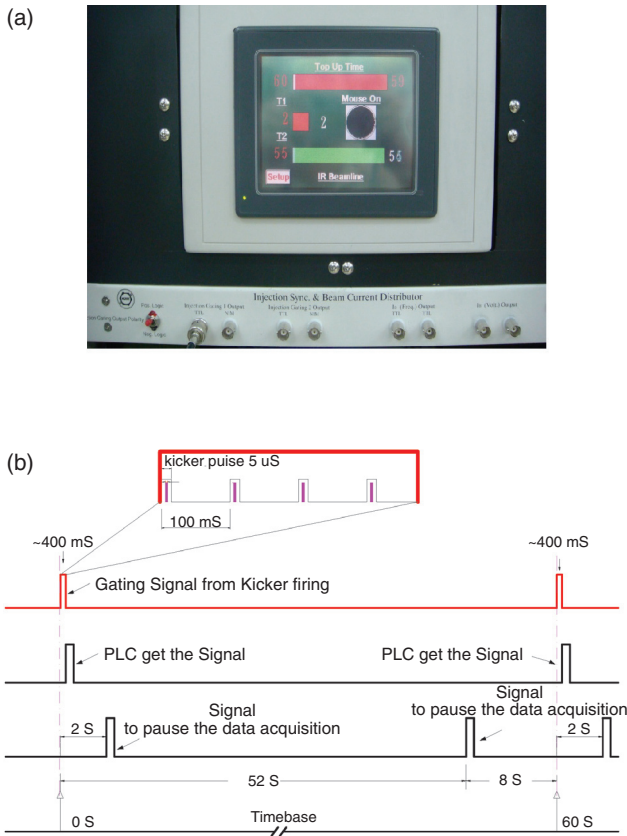


圖 5. PLC 邏輯閘模組的邏輯控制示意圖；(a) 自製的邏輯控制面板，(b) 控制訊號相對時間的邏輯圖。

我們亦發現此一高頻率雜訊與每次電子束注射的過程有著很強的關聯性，且來自偏錫磁鐵啟動瞬間干擾儲存環電子束流的軌道所導致。因此為了阻絕注射過程高頻率雜訊的干擾，配合並控制光譜擷取軟體 OMNIC 7.1 中暫停擷取光譜的功能，經由此程式邏輯控制電路 (programmable logic circuit, PLC) 的阻絕邏輯閘模組作為數據擷取時間的調配，當注射過程啟動偏錫磁鐵的同時，同步由儲存環控制室傳送一電壓信號，以觸發 PLC 模組，而 PLC 模組再依設定之時序 (time sequence) 送出 -5 V 的電壓訊號驅動電腦滑鼠，以產生單次按壓 (click) 動作執行擷取光譜軟體 OMNIC 7.1 內建的暫停或繼續擷取光譜的指令，依注射週期反覆依此程序控制 FT-IR 光譜數據擷取時間，以阻絕高頻率雜訊的干擾。例如，在恆定注射啟動之同時，由控制室同步傳送一電壓信號，以觸發 PLC 模組，為了排除

注射過程高頻率雜訊干擾，在注射週期的第 3 秒 PLC 模組送出的信號驅動 FT-IR 光譜儀的光譜掃描功能，進行數據擷取，而在第 52 秒起再出信號，以暫停光譜擷取。為了配合每個循環恆定電流注射的時間，在此 50 秒內進行數據擷取累計光譜信號，然而在週期中的後 8 秒是作為自動樣品平台移動至下一個樣品掃描點的準備時間，以等待下一注射電子的循環，直到樣品完成最後一點數據擷取後而終止控制。PLC 邏輯閘控制模組的時間邏輯圖示和自製的控制模組硬體如圖 5 所示。

圖 4 顯示在此模式結合光譜擷取軟體及 PLC 邏輯閘控制模組，有效阻絕因注射過程高頻率雜訊產生的干擾，經由此 PLC 的控制擷取紅外吸收光譜之結果有極佳的訊雜比，進而在建立待測樣品之特徵紅外吸收之光譜影像有極佳的影像對比 (image contrast)。因此配合 PLC 邏輯閘控制模組的運作，紅外光束線之光學系統不但維持恆定熱載的優勢，使用戶可用更高的紅外同步輻射光源之光通量和更強的輝度來擷取光譜。利用恆定電流紅外同步輻射紅外顯微光譜 (synchrotron-based infrared microspectroscopy, SR-IMS) 可提供接近繞射極限之空間解析，有利於分析人體細胞組織內生物分子成分及其分布。

四、實驗材料方法

人類結腸癌組織切片是由花蓮慈濟醫院提供，厚度為 $5\ \mu\text{m}$ 。人類正常結腸細胞株 CCD-18Co 與人類結腸癌細胞株 SW480 (Duke's B stage) 及 SW403 (Duke's C stage) 是由食品工業發展研究所生物資源保存及研究中心提供，分別以含 10% FBS (fetal bovine serum) 和 1 wt% 抗生素 (1 wt% penicillin 和 1 wt% streptomycin) 之 MEM medium (GIBCO, Grand Island, NY, USA) 及 L15 medium (GIBCO, Grand Island, NY, USA) 培養 CCD-18Co 及癌細胞株 (SW480 及 SW403)，並置於一大氣壓下 $37\text{ }^\circ\text{C}$ 、5% CO_2 培養箱生長。待細胞在 75T 培養皿 (T75 tissue culture flasks, 底面積 $75\ \text{cm}^2$) 繁殖至細胞占滿培養皿面積之 80% 時，以磷酸緩衝生理食鹽水 (phosphate-buffered saline, Sigma-Aldrich

Corporation, Missouri, USA) 沖洗細胞兩次後加入 trypsin (GIBCO, Grand Island, NY, USA), 並將培養皿置於 37 °C 恆溫槽中靜置 5 min。當細胞懸浮於培養液後再離心 (1500 rpm, 5 min) 去除上層之澄清液, 加入適量的新鮮培養液, 使細胞均勻分散, 並利用細胞計數器 (Superior, Germany) 計數 1×10^6 細胞數滴至紅外載玻片 (Low-e slide, Kevley Technologies, Chesterfield, OH, USA) 的培養皿中繼續培養, 並使細胞生長於此載玻片上。經 24 小時培養後, 加入 10 mM sodium butyrate (Sigma-Aldrich Corporation, Missouri, USA) 使細胞生長期停留於 G1 時期, 以減少細胞於不同生命週期時細胞內部不一致的生物成分所造成的光譜干擾。再持續 24 小時的培養後, 加入 4% 福馬林 (Paraformaldehyde, Sigma-Aldrich Corporation, Missouri, USA) 於培養皿中將細胞固定 (cell fixation) 於紅外載玻片上, 取出載玻片俟乾燥後進行光譜量測。將細胞樣品玻片浸泡於石蠟二甲苯溶液, 可使石蠟與細胞進行吸附反應, 再以二甲苯溶劑進行動力學脫附, 並量測細胞組織樣品上的石蠟殘留。

五、實例應用—以紅外顯微光譜動力學進行人類結腸癌篩檢

以同步輻射 $10 \times 10 \mu\text{m}^2$ 的中紅外光點掃描人類結腸癌組織切片, 擷取其不同二維樣品空間的紅外吸收光譜。以組織中生物分子的紅外特徵吸收作為基礎, 在未啟動 PLC 邏輯控制之紅外光譜影像對比 (image contrast) 由於受到注射電子之高頻雜訊干擾, 結腸組織切片之二維空間的生物分子, 如蛋白質 (amide I 及 amide II)、脂質 ($\delta_{\text{as}}\text{CH}_2$ 及 $\delta_{\text{s}}\text{CH}_3$)、DNA/RNA ($\nu_{\text{as}}\text{PO}_2^-$ 及 $\nu_{\text{s}}\text{PO}_2^-$) 及肝醣 (glycogen) 其特徵光譜影像之對比不佳, 如圖 6 所示。在啟動 PLC 邏輯控制後, 相較於未啟動 PLC 之影像對比, 更凸顯不同成分生物分子在組織中的分布, 如圖 7 所示, 因此 PLC 能有效阻絕高頻雜訊, 大幅提升光譜影像的對比。

在此報告中, 分析啟動 PLC 邏輯控制所取得光區 $1800-950 \text{ cm}^{-1}$ 的人類結腸組織切片之紅外光譜得知, 正常結腸黏膜組織在 1030 cm^{-1} 的肝醣之吸收峰值較癌化黏膜組織為強, 如圖 8 所示。進一

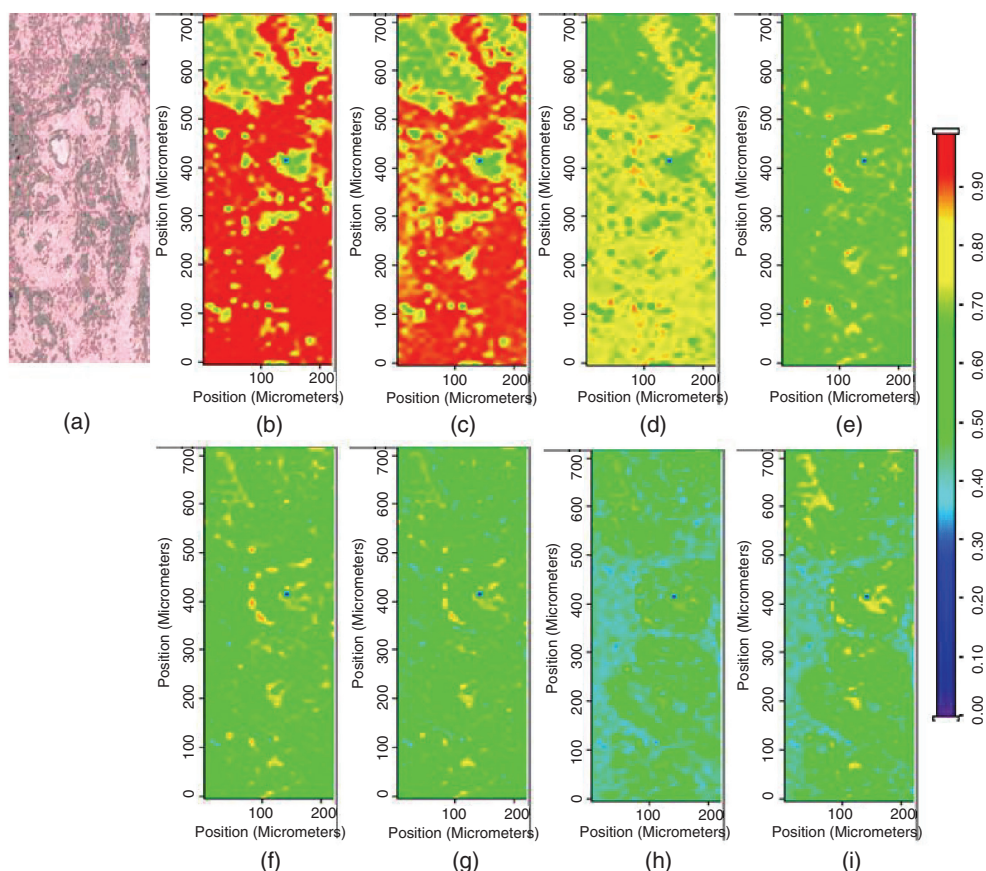
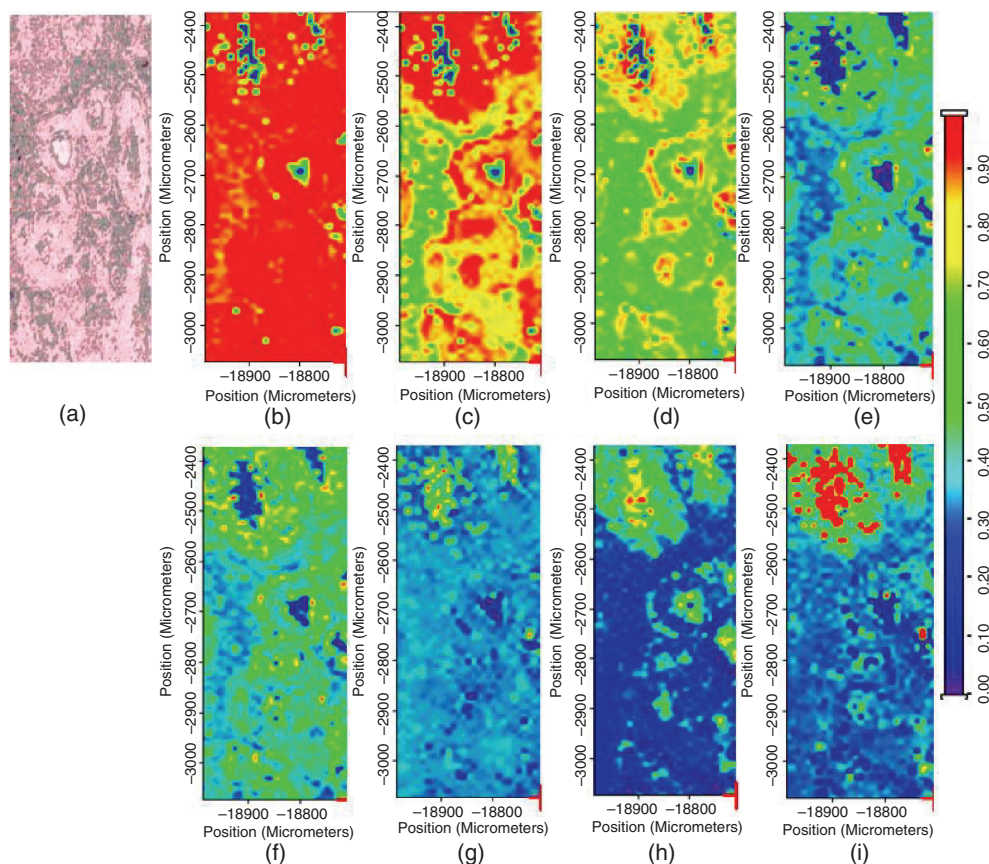


圖 6. 未啟動 PLC 邏輯控制之人類結腸癌組織切片之特徵紅外影像。(a) 經 H&E 染色的癌化結腸組織光學影像, (b) amide I (1650 cm^{-1}), (c) amide I (1638 cm^{-1}), (d) amide II (1550 cm^{-1}), (e) $\delta_{\text{as}}\text{CH}_2$ (1467 cm^{-1}), (f) $\delta_{\text{s}}\text{CH}_3$ (1380 cm^{-1}), (g) $\nu_{\text{as}}\text{PO}_2^-$ (1240 cm^{-1}), (h) $\nu_{\text{s}}\text{PO}_2^-$ (1080 cm^{-1}) 及 (i) glycogen (1030 cm^{-1}) 之紅外光譜影像。

圖 7.

啟動 PLC 邏輯控制之人類結腸癌切片之紅外光譜影像。(a) H&E 染色的癌化結腸組織光學影像，(b) amide I (1650 cm^{-1})，(c) amide I (1638 cm^{-1})，(d) amide II (1550 cm^{-1})，(e) $\delta_{\text{as}}\text{CH}_2$ (1467 cm^{-1})，(f) $\delta_{\text{s}}\text{CH}_3$ (1380 cm^{-1})，(g) $\nu_{\text{as}}\text{PO}_2^-$ (1240 cm^{-1})，(h) $\nu_{\text{s}}\text{PO}_2^-$ (1080 cm^{-1}) 及 (i) glycogen (1030 cm^{-1}) 之紅外光譜影像。

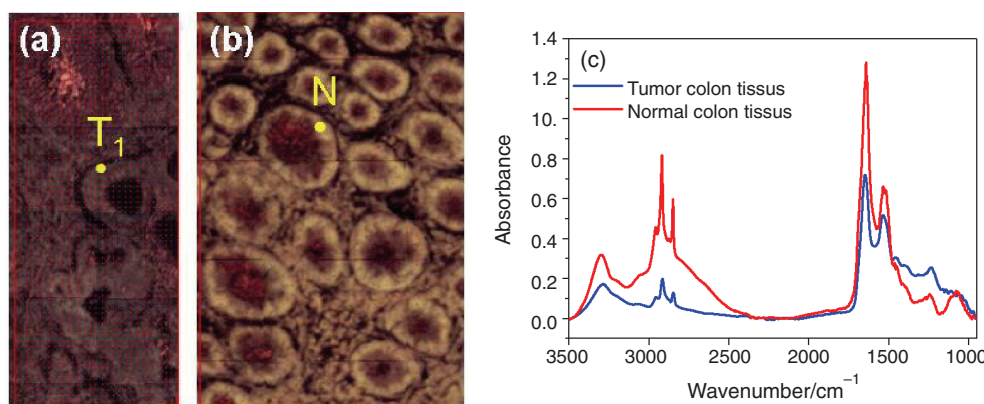


步利用肝醣之吸收峰值 (peak height) 建立光譜影像，並判定正常結腸組織的分布。另一方面，比對 H&E 染色的結腸組織病理切片可明顯看出癌化組織之杯狀細胞 (goblet cells) 已消失，而正常組織則仍有杯狀細胞的分布，如圖 8(a-b) 所示，而具有高肝醣分布的光譜影像即為組織之杯狀細胞分布的區域，且集中在結腸管狀腺體 (tubular gland) 內，如圖 9 及圖 10 所示。

圖 8(c) 為人類結腸組織病理切片之紅外吸收光譜，在波數 1240 cm^{-1} 的吸收主要來自於 DNA/RNA 或磷脂 (phospholipid) 之 $\nu_{\text{as}}\text{PO}_2^-$ 的貢獻，由於羰基 ($\text{C}=\text{O}$) 為磷脂的另一特徵官能基，因此若波數 1740 cm^{-1} 附近有吸收的信號，即可證明樣品中存在有磷脂分子的分布。在未啟動 PLC 控制前，由於高頻雜訊的干擾之下無法分辨是否存在有 $\nu\text{C}=\text{O}$ 的吸收，如圖 4 所示。而在 PLC 啟動

圖 8.

未經 H&E 染色的結腸組織之白光影像，(a) 癌化結腸組織切片，(b) 正常結腸組織切片及 (c) 結腸組織在 $3500-950\text{ cm}^{-1}$ 之紅外吸收光譜。



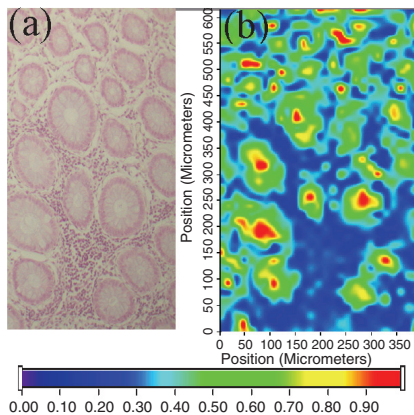


圖 9. (a) 經 H&E 染色的正常結腸組織光學影像及 (b) glycogen (1030 cm^{-1}) 之紅外特徵影像。

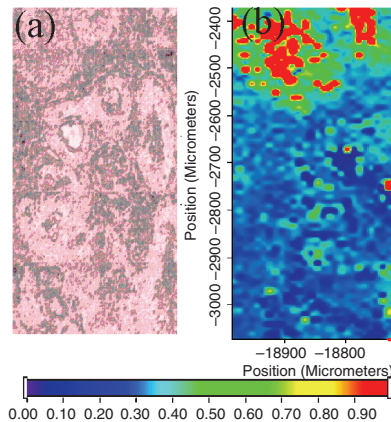


圖 10. (a) 經 H&E 染色的癌化結腸組織光學影像 (b) $\nu_s\text{PO}^{2-}$ (DNA/RNA) 之紅外光譜影像。

後光譜中並未觀察到在波數 1740 cm^{-1} 有明顯的吸收，因此我們預測波數 1240 cm^{-1} 的吸收是來自組織中 DNA/RNA 的貢獻，而非磷脂，如圖 8(c) 所示。另外，波數 1648 cm^{-1} 及 1543 cm^{-1} 的 amide I 及 amide II 紅外吸收主要來自於蛋白質的貢獻。

在波數 $3000-2800\text{ cm}^{-1}$ 範圍的吸收主要來自脂質及蛋白質中亞甲基 ($-\text{CH}_2$) 及甲基 ($-\text{CH}_3$) 的對稱伸張振動 (symmetric stretching vibration) 及非對稱的伸張振動 (asymmetric stretching vibration) 吸收。依據脂質及蛋白質分子組成判斷，其中 $\nu_s\text{CH}_2$ 及 $\nu_s\text{CH}_2$ 的吸收主要來自於脂質的貢獻，而 $\nu_{as}\text{CH}_3$ 及 $\nu_s\text{CH}_3$ 的吸收主要的貢獻來自於蛋白質。其中

2957 cm^{-1} 、 2916 cm^{-1} 、 2875 cm^{-1} 及 2848 cm^{-1} 分別指派為 $\nu_{as}\text{CH}_3$ ($-\text{CH}_3$ asymmetric stretching vibration)、 $\nu_{as}\text{CH}_2$ ($-\text{CH}_2$ asymmetric stretching vibration)、 $\nu_s\text{CH}_3$ ($-\text{CH}_3$ symmetric stretching vibration) 及 $\nu_s\text{CH}_2$ ($-\text{CH}_2$ symmetric stretching vibration)。光譜顯示正常結腸組織有明顯較強的脂質吸收，相反地，在癌化區域則呈現出低脂質的吸收，如圖 8(c) 所示。圖 11(b-e) 為 2848 cm^{-1} ($\nu_s\text{CH}_2$)、 2875 cm^{-1} ($\nu_s\text{CH}_3$)、 2916 cm^{-1} ($\nu_{as}\text{CH}_2$)、 2957 cm^{-1} ($\nu_{as}\text{CH}_3$) 的吸收峰值建立光譜影像。根據 $\nu_s\text{CH}_2$ 吸收峰之光譜影像顯示癌化組織區域具有較低的峰值分布，而 $\nu_{as}\text{CH}_3$ 吸收峰之光譜影像則顯示癌化區域具有較高的峰值分布。另

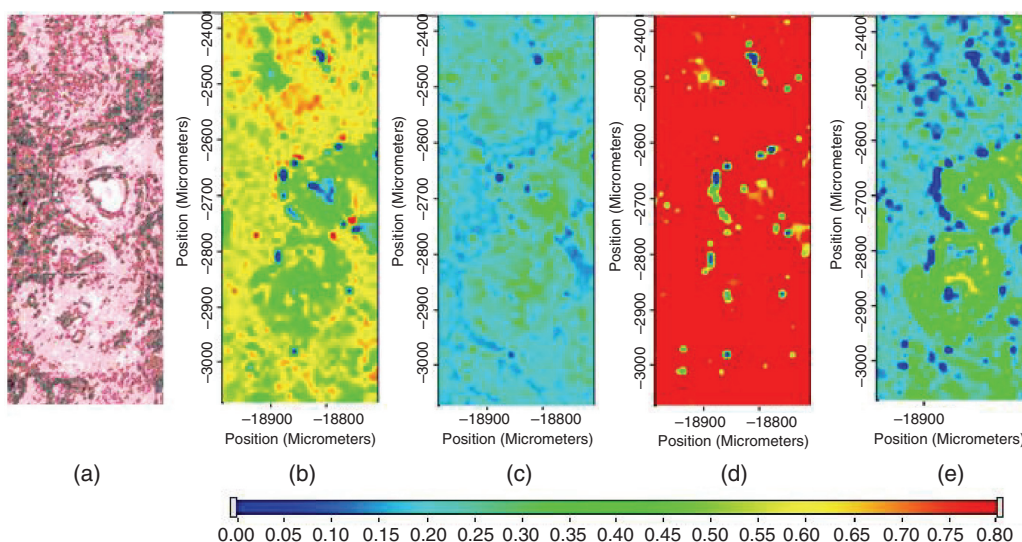


圖 11. (a) 未染色的癌化結腸組織之白光影像。經 xylene 清洗 30 分鐘後的癌化組織之光譜影像。(b) $\nu_s\text{CH}_2$ 、(c) $\nu_s\text{CH}_3$ 、(d) $\nu_{as}\text{CH}_2$ (normalization)、(e) $\nu_{as}\text{CH}_3$ 之紅外光譜影像。

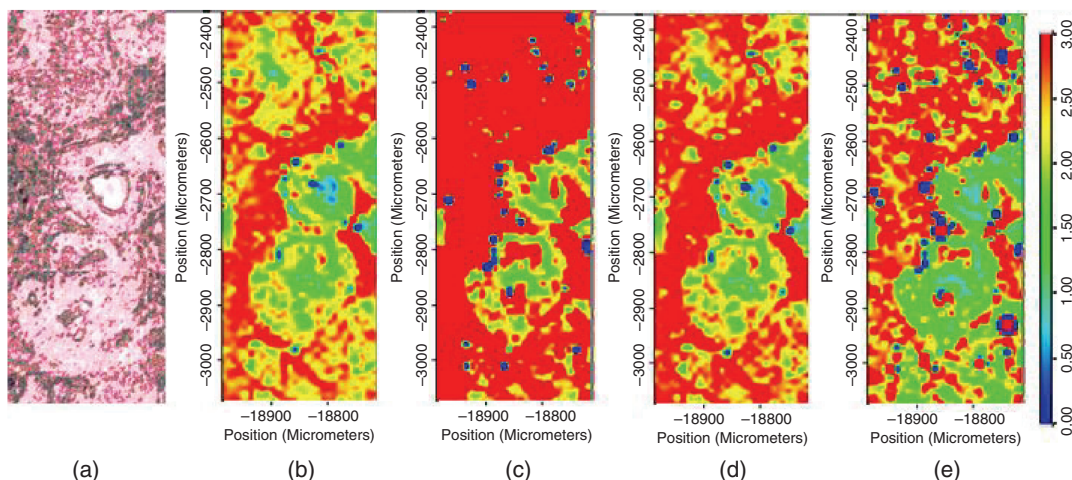


圖 12. 人類癌化結腸組織病理切片之白光影像及其紅外光譜影像。(a) 未經 H&E 染色的癌化組織之白光影像。經二甲苯浸泡 30 分鐘後的癌化組織切片之紅外吸收峰值比光譜影像，(b) v_sCH_2/v_sCH_3 ，(c) $v_{as}CH_2/v_{as}CH_3$ 。正常結腸組織的紅外吸收光譜在 (d) v_sCH_2/v_sCH_3 ，(e) $v_{as}CH_2/v_{as}CH_3$ 之峰值比光譜影像。

外，由於結腸組織在癌化區域之吸收峰值比 (peak height ratio) v_sCH_2/v_sCH_3 及 $v_{as}CH_2/v_{as}CH_3$ 均有偏低的現象，因此利用峰值比可分析癌化組織在組織切片上分布區域之光譜影像，結腸組織癌化區域其峰值比相較於正常組織有明顯的下降。因此利用 $3000 - 2800 \text{ cm}^{-1}$ 光區的 v_sCH_2 吸收峰值、 v_sCH_2/v_sCH_3 及 $v_{as}CH_2/v_{as}CH_3$ 峰值比可作為癌症篩檢的光譜標記 (spectral marker)。在波數 3300 cm^{-1} 譜帶則來自於蛋白質及多醣類等 $-OH$ 及 $-NH$ 伸張振動的吸收。

依據以上的結果，利用正常結腸組織具有較高的脂質成分，而癌化組織較低的現象，我們將利用相似物種間有較強的物理吸附力 (physisorption) 為基礎，並以石蠟作為鑑別正常與癌化之結腸組織的檢測試劑，亦即利用非極性之長直鏈有機蠟分子與細胞組織分別進行物理吸附，並利用有機溶劑對吸附在細胞或組織上的有機蠟分子進行脫附 (desorption)，藉由量測有機蠟的殘留動力學時間篩檢癌化的細胞或組織。

結腸組織切片吸附石蠟後，經由二甲苯溶劑進行脫附石蠟程序並在不同動力學時間量測石蠟的相對殘留量，石蠟是一種長直鏈之碳氫化合物，在 $3000 - 2800 \text{ cm}^{-1}$ 光區有四個特徵吸收峰值 2852 cm^{-1} (v_sCH_2)、 2922 cm^{-1} ($v_{as}CH_2$)、 2871 cm^{-1} (v_sCH_3) 及 2956 cm^{-1} ($v_{as}CH_3$)，且由於 $-CH_2$ 為石蠟

分子的主要官能基，而 $-CH_3$ 為次要的官能基，所以光譜上呈現出 v_sCH_2 和 $v_{as}CH_2$ 高於 v_sCH_3 和 $v_{as}CH_3$ ，如圖 12(b-e) 所示。

在結腸組織病理切片之石蠟吸附動力學結果方面，利用二甲苯溶劑對石蠟包埋之結腸組織切片進行蠟脫附程序 30 分鐘，結果顯示正常結腸組織有殘留石蠟的現象，相反的，在癌化組織則較不明顯，因此我們預測石蠟與正常結腸組織之間有較強的吸附力，而癌化組織則較弱。在結腸細胞之石蠟吸附動力學方面，將細胞樣品玻片浸泡於石蠟二甲苯溶液可使石蠟與細胞膜進行吸附反應，由圖 13

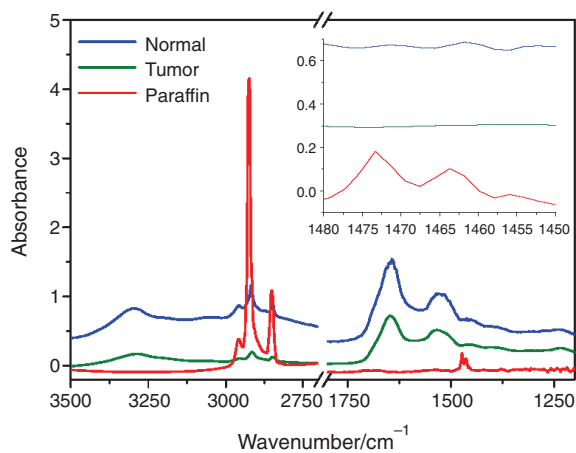


圖 13. 正常結腸組織、結腸癌組織及石蠟在 $3500 - 1200 \text{ cm}^{-1}$ 區間之紅外吸收光譜。

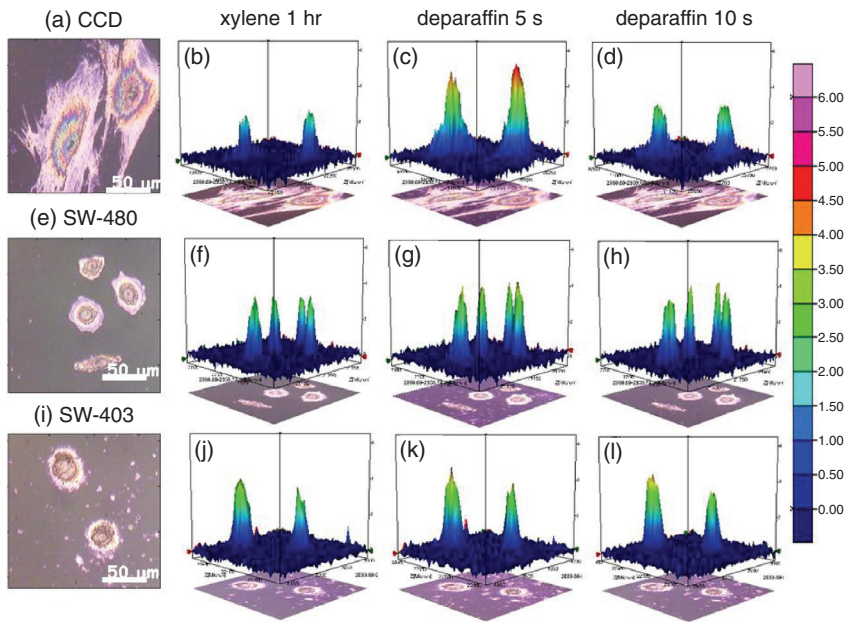


圖 14. 人類正常結腸細胞株 CCD-18Co 及結腸癌細胞株 SW-480 和 SW-403 之石蠟吸附紅外動力學光譜影像。(a-d), (e-h) 及 (i-l) 分別為 CCD-18Co、SW480 及 SW403 浸泡二甲苯溶劑 1 小時、脫蠟 5 秒及脫蠟 10 秒之紅外光譜影像。

之結果顯示，當 CCD-18Co 浸泡二甲苯溶液 5 秒後，於 2922 cm^{-1} ($\nu_{\text{as}}\text{CH}_2$) 及 2852 cm^{-1} ($\nu_{\text{s}}\text{CH}_2$) 之吸收值有明顯的石蠟殘餘訊號，顯示有石蠟殘留於正常細胞株 CCD-18Co 上。

另一方面，結腸癌細胞株 SW480 及 SW403 則在此光譜區間無明顯變化，顯示癌細胞吸附石蠟的能力較弱，因此利用此方式進行癌細胞檢測，不但可在不破壞細胞的情況下進行偵測，且可省去一般生物檢測方式的繁多步驟，使整個過程更加快速。因此利用此紅外動力學方法有潛力成為有效且快速之癌細胞組織的檢測方法，並可提供臨床診斷的參考。

本實驗的紅外吸收光譜及其影像均為利用恆定電流運轉之同步輻射紅外顯微光譜的結果，這是全世界第一個成功地阻絕高頻雜訊恆定電流運轉的紅外顯微光譜實驗站，未來將推廣至其他以恆定電流運轉的同步輻射紅外顯微光譜實驗設施。

參考文獻

1. G. H. Luo, *The Status of Top-up Injection at NSRRC APAC'04 Proceedings Gyeongju, Korea*.
2. J. A. Reffiner, P. A. Martoglio, and G. P. Williams, *Rev. Sci. Instr.*, **66**, 1298 (1995).
3. G. L. Carr, J. A. Reffiner, and G. P. Williams, *Rev. Sci. Instr.*, **66**, 1490 (1995).
4. 李耀昌, 陳慶日, *科儀新知*, **27** (3), 20, (2005).

- 李耀昌先生為國立清華大學化學博士，現任國家同步輻射研究中心助理研究員。
- 陳慶日先生為國立台灣師範大學物理碩士，現任國家同步輻射研究中心副研究員。
- 黃佩瑜小姐為國立成功大學醫學工程碩士，現任國家同步輻射研究中心研究助理。
- 劉金炎先生為明新工專電子工程系學士，現任國家同步輻射研究中心副工程師。
- Yao-Chang Lee received his Ph.D. in chemistry from National Tsing Hua University. He is currently an assistant scientist at National Synchrotron Radiation Research Center.
- Ching-Iue Chen received his M.S. in physics from National Taiwan Normal University. He is currently an associate scientist at National Synchrotron Radiation Research Center.
- Pei-Yu Huang received her M.S. in biomedical engineering from National Cheng Kung University. She is currently a research assistant at National Synchrotron Radiation Research Center.
- Chin-Yen Liu received his B.E. in electrical engineering from Minghsin University of Science and Technology. He is currently an associate engineer at National Synchrotron Radiation Research Center.