

出國報告（出國類別：實習）

# 赴美國約翰·霍普金斯大學實習多能階 放射成像技術出國報告

服務機關：核能研究所

姓名職稱：張家豪 助理研究員

派赴國家：美國

出國期間：106年9月25日~106年10月24日

報告日期：106年11月20日



# 摘要

配合國家政策之高階醫療器材發展推動，本次國外公差赴美國約翰·霍普金斯大學(The Johns Hopkins university)放射與放射科學部之醫學影像物理組，研習多能階 X 光放射成像相關技術。本次實習主題有二，第一為學習目前最新之光子計數成像偵檢器(Photon counting detector, PCD)訊號模型化(Modeling)技術，該技術以數值模擬方式評估不同偵檢器性能劣化因子對其輸出訊號影響，可用於協助建立 PCD 輸出訊號校正補償技術；第二為學習多能階(Multi-energy)電腦斷層影像品質評估技術，利用數值模擬方式量化評估多能階電腦斷層系統各關鍵參數對影像品質的影響，可用於相關技術開發之先期效能評估與後期參數最佳化作業。

此行學習多能階 X 光放射成像與影像定量新技術，可協助提升材質分解(Material decomposition)的能力，提升放射影像診斷的價值，且不僅包含醫學相關應用，亦可應用於工業檢測或反恐安檢等領域。

# 目 次

(頁碼)

摘 要	i
一、目 的	1
二、過 程	2
三、心 得	31
四、建 議 事 項	33
五、附 錄	34
六、參 考 資 料	36

# 一、目的

此行主要目的是為配合推動高階醫療器材發展之國家政策，執行「先進放射影像核心技術研習」計畫，赴美國巴爾的摩市(Baltimore)，約翰·霍普金斯大學(The Johns Hopkins university)放射與放射科學部之醫學影像物理組，實習多能階 X 光放射成像相關技術。核能研究所(以下簡稱本所)已具備多年輻射偵檢與放射成像經驗，而多能階技術為放射成像領域為新興且極具發展潛力之技術，本次出國實習希望運用現有技術能量為基礎精進相關技術。本次實習主題包含兩大目標，第一為學習目前最新之光子計數成像偵檢器(Photon counting detector, PCD)訊號模型化技術，該技術以數值模擬方式評估不同性能劣化因子(如：脈衝堆疊、電荷分享等效應)對偵檢器輸出訊號影響，可用於協助建立光子計數成像偵檢器輸出訊號校正補償技術；第二為學習多能階電腦斷層影像品質評估技術，利用數值模擬方式量化評估多能階電腦斷層系統各關鍵參數(如：X 光管造影參數、系統幾何與偵檢器參數等)對影像品質的影響，可用於相關技術開發之先期效能評估與後期參數最佳化作業。此次實習所學將有助於本團隊迅速掌握光子計數成像偵檢器之性能劣化因子的關鍵參數，建立適合本所偵檢器之訊號模型，以及模擬量化評估影像品質技術，均有助於未來開發偵檢器相關校正技術，以及協助進行成像系統效能評估作業。

## 二、過 程

本次公差赴美國約翰·霍普金斯大學醫學影像物理組實習，自 106 年 09 月 25 日出發，迄 10 月 24 日返國，共計 30 天，公差行程如表 1。

表 1 行程表

時間	地點	工作內容
106.09.25   106.09.26	台灣桃園 ↓ 美國加州舊金山 ↓ 美國馬里蘭州巴爾的摩市	去程 (舊金山轉機)
106.09.27   106.10.21	美國巴爾的摩市 約翰·霍普金斯大學	學習：1.光子計數成像偵檢器(PCD)訊號模型化技術；2.多能階電腦斷層影像品質評估技術
106.10.22   106.10.24	美國馬里蘭州巴爾的摩市 ↓ 美國加州舊金山 ↓ 台灣桃園	返程 (舊金山轉機)

### (一) 約翰·霍普金斯大學醫學成像物理組簡介：

約翰·霍普金斯大學醫學成像物理組隸屬於該校醫學院之放射與放射科學部(Department of radiology and radiological science)，該部門包含醫院臨床與學術研究兩大部分，在學術研究部分可大致區分為三個組別，分別為癌症成像研究組(Cancer imaging research)、磁振造影研究組(Magnetic resonance research)以及本次實習前往的醫學成像物理組(Medical imaging

physics)。醫學成像物理組成立於西元 2002 年，該組主要目標是提升醫學影像品質，強化生醫訊號及提升臨床診斷資訊價值，研究領域包含了核子醫學成像(Nuclear medicine imaging)、X 光成像(X-ray imaging)、超音波成像(Ultrasound imaging)與複合式成像(Multi-modality imaging)技術等。醫學成像物理組的組長為徐明華教授(Prof. Benjamin M.W. Tsui)，該研究團隊成員包含 7 位教授、2 位講師、4 位博士後研究人員以及 12 位碩博士學生等，研究主題主要包含心臟電腦斷層(Computed tomography, CT)、雙射源單光子電腦斷層掃描儀(Single-photon emission computed tomography, SPECT)、數位假體(Digital phantom)、多能階電腦斷層(Multi-energy CT)、客觀影像品質評估(Objective assessment of image quality)等技術。

## (二) 醫學成像物理組實習紀要：

本次實習主要目標為學習光子計數成像偵檢器(PCD)訊號模型化技術與多能階電腦斷層影像品質評估技術，該團隊的日籍 Taguchi 教授在這兩個研究領域的研究成果均屬於世界級領先者，曾發表多篇論文於國際知名期刊，且數篇引用次數超過百次，顯示其研究重要性，且 Taguchi 教授研究不單侷限於學術領域，赴該校任職前曾擔任於國際醫材大廠研究人員，目前擔任西門子(Siemens)公司顧問，協助開發以光子計數成像偵檢器為基礎之醫用電腦斷層造影儀(PCD-CT)，顯示相關研究也深具應用價值。

目前商用放射造影儀所使用的成像偵檢器普遍採用能量積分型偵檢器(Energy integrating detector, EID)，輸出訊號為射束穿透物質衰減的強度資訊，因此會造成軟組織(Soft tissue)影像對比度(Contrast)與特異性(Specificity)不佳，使得在實際臨床應用上有所侷限；而光子計數成像偵檢器(PCD)具有鑑別入射光子能量的能力，可額外提供與物質相關的能量資訊，因此在臨床 CT 上有著許多潛在的優勢與應用，包含改善影像對比雜訊比(Contrast-to-noise ratio, CNR)、降低輻射劑量(Radiation dose)或對比劑(Contrast agent)的使用劑量、改善影像空間解析度(Spatial resolution)、降低射束硬化效應(Beam hardening effect)對影像的影響、提高影像量化程度、提高 K-edge 造影影像準確度，並可實現多重對比劑造影(Simultaneous multi-agent

imaging)與奈米粒子(Nanoparticle) CT 分子成像等技術[1]。

但目前在臨床上，以光子計數成像偵檢器為基礎之電腦斷層儀(PCD-CT)尚無法全面普及的主要原因有二，第一為 PCD 偵檢器輸出訊號穩定度(Stability)還有改善空間，因為目前 PCD 偵檢器所使用的材質大多為複合式半導體(Compound semiconductor)材料，如碲化鎘(Cadmium telluride, CdTe)、碲化鎘鋅(Cadmium zinc telluride, CZT)等，具有可在室溫環境下操作的優勢；但這些材質皆屬於較新的材料，因此在材料製程等科技發展還無法與傳統以矽(Silicon, Si)為基礎的偵檢器相比，所以穩定性還有改進的空間；第二為偵檢器所能容忍的入射光子計數率(Count rate)尚未完全達到臨床需求。第一點可藉由半導體製程技術發展來提升偵檢器輸出訊號穩定性，第二點則是目前 PCD 最大的挑戰，主要由入射光子產生訊號脈衝堆疊(Pulse pileup)效應所造成，臨床 CT 對於成像偵檢器計數率的要求在單位有效偵檢區域下約介於  $3 \times 10^6$  至  $10^9$  cps/mm<sup>2</sup>，但目前市面上的 PCD 大多無法達到此規格 [2]。

因此，要如何由硬體端提升偵檢器所能容忍的事件率，或由後端軟體進行校正補償則成了相當重要的課題，也是目前各實驗團隊研究人員努力的方向，而如果想進行軟體校正，了解整個效應的成因與對偵檢器訊號的影響則是第一步要做的事，也是本次實習的主要內容。此行將學習 PCD 訊號模型化技術，利用電腦數值模擬的方式取代實驗操作與量測，可較方便的調控實驗參數，且能大幅度節省時間與硬體經費。電腦數值模擬的模型化技術與統計模擬的蒙地卡羅法(Monte Carlo method)相比，模擬時間可由以天為單位縮短至小時或以分鐘為單位，並可直接在個人電腦上進行模擬，無需在高效能的叢集(Cluster)電腦上運行；而 PCD 訊號模型化的技術困難點則是在於建立模型的階段，因此本次實習所學技術，以及攜回之模擬程式能大幅所短本所自行開發的時間，迅速掌握 PCD 訊號模型化的關鍵技術。

此行扣除來回旅程後約 25 天，實習工作時間的分配主要可分為兩個階段，前半段的時間主要集中在研習 PCD 訊號模型化技術學理的部分，包含脈衝堆疊效應(Pulse pileup effect)與電荷分享效應(Charge sharing effect)模型，研讀與整理 Taguchi 教授所提供的文獻與資料，並與 Taguchi 教授及其他實驗室成員討論，最後再向 Prof. Tsui 團隊的所有成員進行簡報分享，這樣互動式的學習能很明確地知道自己對哪部分還不夠熟悉，對於後續學習模擬程式操作也能快速上手；後半段的時間則主要集中在 PCD 訊號模擬程式的學習與操作練習，包含了電荷分



享效應對 PCD 輸出訊號影響的模擬評估，以及電荷分享效應對 PCD-CT 影像品質的模擬評估。由於 Taguchi 教授在 PCD 電荷分享效應相關研究尚未公開發表，因此筆者為該程式開發者以外的第一位使用者，因此也提供了一些使用者的經驗回饋，協助改善該程式的使用說明文件。

本節後續內容將介紹此行所學之 PCD 訊號模型化技術，包含脈衝堆疊效應與電荷分享效應模型，以及多能階電腦斷層影像品質評估技術，內容主要集中在模型化的概念說明與分析流程實作的部分。首先，在 PCD 訊號模型化的部分，由於本次實習攜回的模擬程式不包含脈衝堆疊效應的模型，因此在這個部分會花費較多篇幅介紹本次實習所學模型化技術的內容，包含各子模型的介紹，以及如何量測模型化所需的各項參數等，並以文獻的圖示來佐證說明預期結果，期望能作為本所未來有意開發相關技術時的參考；另外在電荷分享效應的模型則包含在本次攜回的模擬程式內，因此本報告所介紹的結果皆可由該模擬程式獲得，並可依本所具備之 PCD 偵檢器規格，輸入相關參數產生本所專屬電荷分享效應的模型。另外，在多能階電腦斷層影像品質評估技術的部份，則可代入上述建立的模型，模擬評估這些效應對於多能階 CT 重建影像品質的影響，可協助未來 PCD 相關校正技術的開發、造影系統前期效能評估與後期性能最佳化作業。最後，如果對於詳細學理與各項方程式有興趣者，可參考 Taguchi 教授發表之文獻[1]-[11]。

## 1. 光子計數成像偵檢器的脈衝堆疊效應模型

本小節將說明如何建立光子計數成像偵檢器(PCD)的脈衝堆疊效應模型，將綜合此行所研讀的數篇文獻與資料[1]-[5]，以及與作者 Taguchi 教授討論所獲得的結果與心得，以一系列流程說明的方式。內容由簡介 PCD 脈衝堆疊效應成因開始，並說明模型化所需參數的定義與量測方法，最後為評估結果的說明與討論等，希望利用這樣的方式彙整此行所學技術資訊，提供未來相關技術開發之參考。

脈衝堆疊效應會使光子計數成像偵檢器(PCD)輸出訊號計數率受到限制，一般來說，當入射光子通量(Photon flux)越高，或偵檢器的無感時間(Dead time,  $\tau$ )越長時，脈衝堆疊效應會越明顯，可能會使輸出訊號產生類符合事件(Quasi-coincident)，造成偵檢器訊號計數損失(Dead

time losses)或能譜扭曲(Energy spectrum distortion)的現象產生，如圖 1 所示。計數損失會使偵檢器計數率受限；能譜扭曲會使偵檢器輸出錯誤的光子能量，如果使用這樣未經校正的訊號進行影像重建會造成假影(Artifacts)的產生，使用錯誤的能譜資訊進行材質分解(Material decomposition)運算會導致更大的計算誤差。

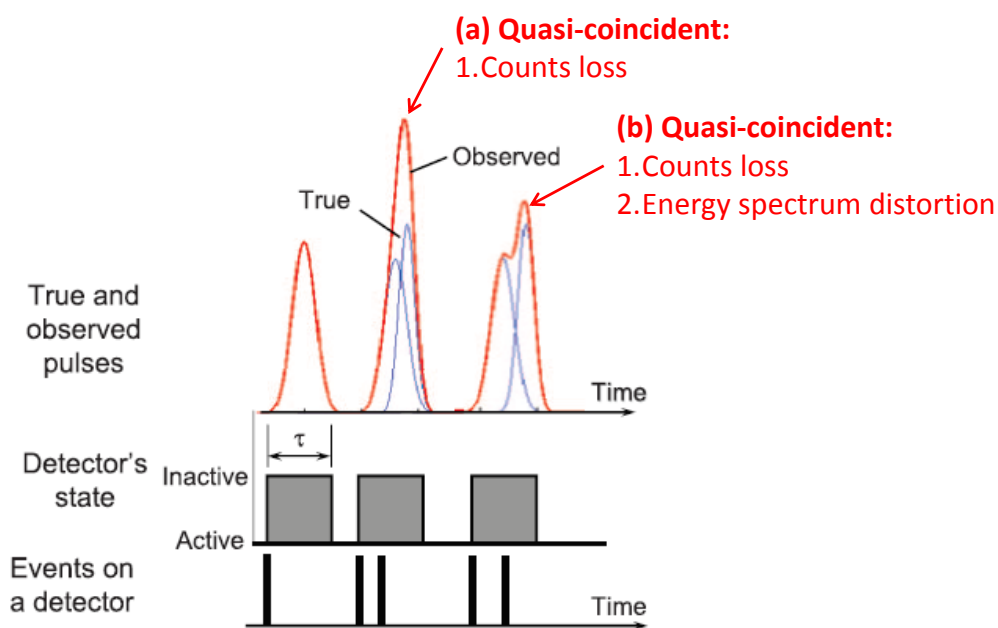


圖 1 脈衝堆疊效應對光子計數成像偵檢器(PCD)輸出訊號的影響

如欲建立某 PCD 專屬脈衝堆疊效應模型，其流程說明如下，首先考量偵檢器特性，以及光子與偵檢器可能作用之物理現象，建立 PCD 解析(A analytical)解之相關子模型(Sub-models)，子模型包含偵檢器能量響應(Energy response)與計數損失，並可綜合這些子模型來評估 PCD 能譜扭曲的程度；第二步則是利用不同的實驗條件(如：管電壓、管電流等)獲得偵檢器輸出實驗數據；最後則是評估解析解模型與偵檢器輸出的相關性，驗證該模型是否能表現出該 PCD 的特性。

- 子模型 1 – 偵檢器能量響應

由於脈衝堆疊效應與入射光子的通量有關，為了要評估該現象我們通常會改變管電流(Tube current)來模擬不同程度的入射光子通量，但是另一項造影參數-管電壓(Tube Voltage)的

決定也是相當重要的，因此，本小節關於偵檢器能量響應的子模型則是在介紹如何決定合適的管電壓數值。

由輻射偵檢與量測的學門中我們已經知道，假設一理想(Ideal)偵檢器為線性系統(Linear system)，它的能量解析度(Energy resolution,  $R$ )與入射光子能量( $E_0$ )的關係為  $R \propto 1/\sqrt{E_0}$ ，隨著光子能量提升，可改善能量解析度( $R$  數值變小)，但是在真實情況有可能並非如此，以 DxRay 公司，型號 DXMCT-1 的 PCD 實測結果為例，在 60 keV 的入射光子能量解析度為 11.6%，當入射光子能量提高至 122 keV 時，量測之能量解析度為 28%，如果以上述理想能量解析度公式計算，在 122 keV 時能量解析度應為 8.1%，但實際量測結果為 28%，表示該 PCD 的輸出訊號與入射光子能量的關係並非線性。[12]

為了要評估該 PCD 在不同入射光子能量的能量響應，這邊使用 6 個不同能量的光子，前 4 個能量利用不同 X 光管管電壓提供，分別為 35、50、65 與 80 kV，後 2 個能量利用同位素 Co-57 (122 keV)與 Tc-99m (140 keV)提供，接著量測 PCD 各通道輸出數值(均在極低管電流或射源活度下量測，盡可能避免脈衝堆疊效應影響，排除其他變因影響)，得到的偵檢器輸出訊最大脈衝高度(Pulse height)與入射光子能量關係，如圖 2 紅色標記點所示。為了要獲得偵檢器能量響應的子模型，我們可以使用一組非線性的方程式來表示，如  $H(E) = c_1 - c_2 \exp(-c_3 E)$ ， $H(E)$  為 PCD 輸出脈衝高度(單位：mV)， $E$  為入射光子能量(單位：keV)， $c_i, i=1, 2, 3$  為該方程式係數，可以利用最小平方曲線擬合法(Least-square curve fitting method)獲得該係數，擬合結果之係數如表 2 所示，顯示各係數標準差相當的小，代表該方程式可良好地代表偵檢器的能量響應曲線，如圖 2 藍線。觀察圖 2 響應曲線可以發現，當光子能量超過 100 keV 時，偵檢器響應趨近飽和，代表在這段區間由偵檢器輸出訊號脈衝高度無法代表光子入射能量(該現象產生與偵檢器特性及原廠參數設定有關)，我們通常會稱該偵檢器對這區間光子能量響應不佳；而小於 100 keV 光子(或 X 光管之管電壓小於 100 kV)，其擬合曲線與量測值的變異係數(Coefficient of variation, COV)小於 0.2%，顯示該方程式在這段能量區間可用來代表偵檢器的能量響應曲線。因此，為了減少其他實驗變因的影響(避免脈衝振幅與光子能量為非線性關係)，後續脈衝堆疊效應評估的實驗設置將選擇 X 光管電壓為 80 kV。

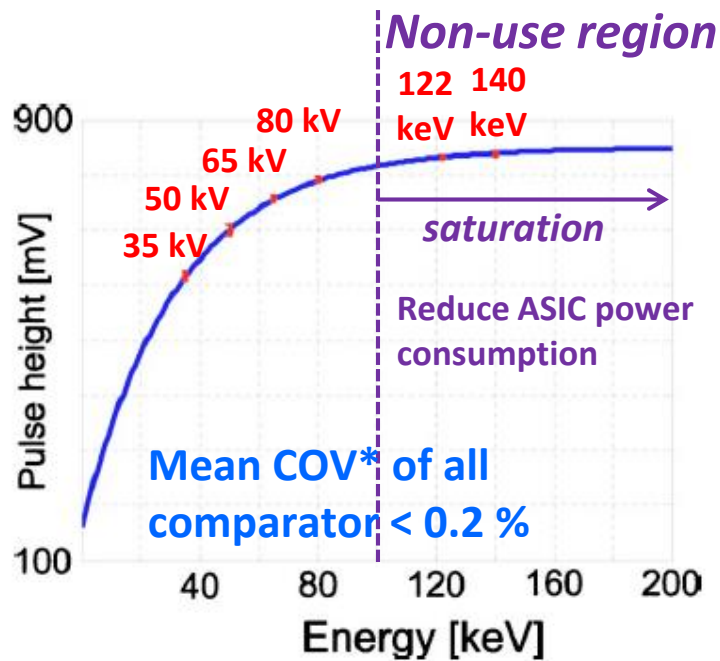


圖 2 偵檢器能量響應曲線

表 2 偵檢器能量響應曲線之方程式擬合係數

Coefficient	Value
$c_1$	$848.3 \pm 5.3 \text{ mV}$
$c_2$	$688.4 \pm 18.7 \text{ mV}$
$c_3$	$0.0310 \pm 0.0014 \text{ keV}^{-1}$

- 子模型 - 計數損失

對於一般輻射偵檢器的計數系統來說，無感時間(Dead time,  $\tau$ )對訊號計數率的影響可分為 2 種模式，分別為麻痺型(Paralyzable)與非麻痺型(Nonparalyzable)，麻痺型代表在一次計數之後，必須經過一段無感時間  $\tau$  都沒有發生其他事件的情況下，計數系統才能提供第二次回應(偵檢器狀態由 Inactive 恢復至 Active)，如圖 3 中間圖所示；而非麻痺型則是在一次計數之後持續無感時間  $\tau$ ，此時出現其他事件，計數系統都不會產生回應(偵檢器不會因後續事件延長 Inactive 狀態)，如圖 3 下方圖所示。

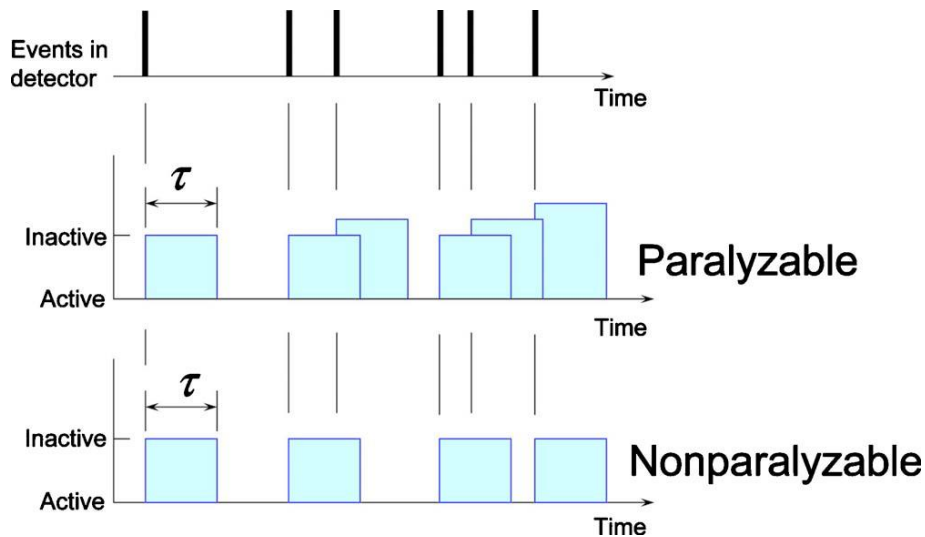


圖 3 麻痺型與非麻痺型偵檢模型

為了要評估 PCD 無感時間對偵檢器訊號計數損失的影響，我們可以改變不同管電流(Tube current,  $I$ )模擬不同入射光子事件率(Incident count rate,  $a$ )，並記錄偵檢器所收到的計數率(Recorded count rate,  $a_R$ )，並使用上述 2 種不同偵檢模型，配合最小平方方法曲線擬合法計算得到偵檢器各通道之無感時間  $\tau$  與轉換係數  $k$  (將管電流轉換至入射光子事件率)，平均值與標準差如表 3。

表 3 2 種不同偵檢模型曲線無感時間與轉換係數(管電流  $< 500 \mu\text{A}$ )

Model	$\tau$ (ns)	$k$ (kcps/mm <sup>2</sup> /μA)
Nonparalyzable	$146.9 \pm 6.3$	$30.93 \pm 3.17$
Paralyzable	$81.2 \pm 2.2$	$25.35 \pm 1.88$

2 種不同偵檢模型曲線擬合結果如圖 4 所示，可以發現當管電流小於  $500 \mu\text{A}$  時，2 種模型擬合曲線與量測值相當接近，變異係數 COV 小於 3.1%；但是當管電流大於  $500 \mu\text{A}$  時，上述 2 種模型皆無法良好的代表計數率與入射事件率的關係，不過非麻痺型比麻痺型更接近量測值，可能為偵檢器輸入電流、ASIC 晶片功耗與操作基準電壓等因素導致麻痺型偵檢器達到飽和狀態(對入射事件無反應)。在這樣的情況下，我們可以利用管電流小於  $500 \mu\text{A}$  的數值所計算出的無感時間(表 2)代入脈衝堆疊模型。

入射光子被偵檢器紀錄機率  $\Pr(\text{rec} | a\tau)$  與入射事件率的關係如圖 5 所示，偵檢器計數之紀錄機率會隨著入射光子事件率提高而下降，主要原因就是因為偵檢器無感時間的影響。一般來說，用於核醫(Nuclear medical, NM)領域的 PCD 事件紀錄機率要求大於 0.8，在 X 光 CT 則要求大於 0.6，而如果 PCD 事件紀錄機率小於 0.4，會產生嚴重的計數損失與能譜扭曲，將導致成像之影像品質無法接受。

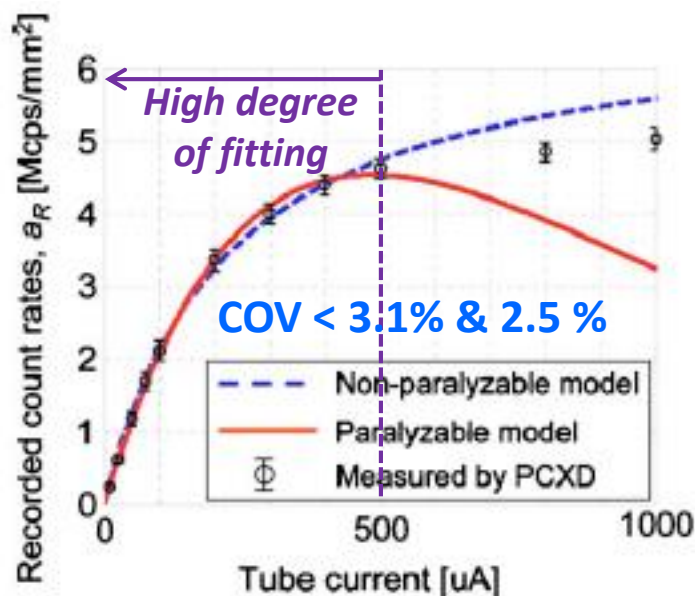


圖 4.2 種偵檢模式之偵檢器紀錄之計數率與入射事件率關係

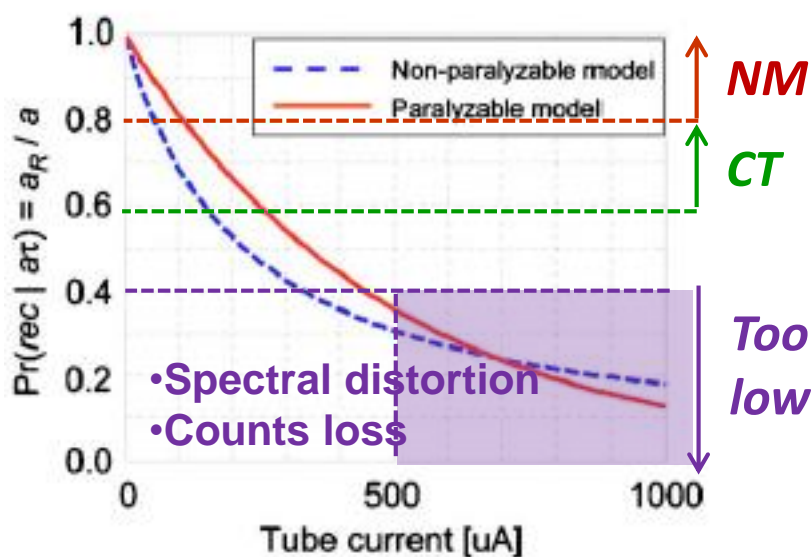


圖 5.2 種偵檢模式之入射光子被偵檢器紀錄機率與入射事件率的關係

最後階段則是利用上述兩個子模型所得到的參數來評估脈衝堆疊效應對 PCD 接收能譜扭曲的影響，評估的模型可用方程式  $N_{Model}(E) = a \times \Delta t \times \Pr(rec | a\tau) \times \sum_{m=0}^{\infty} [\Pr(m | rec) \Pr(E | m)]$  表示，主要由 3 個機率函數組成，其中  $N_{Model}(E)$  為各能量區間  $E$  的計數； $a$  為入射光子事件率； $\Delta t$  為偵檢器擷取時間； $\Pr(rec | a\tau)$  為上述已得到的無感時間對偵檢器紀錄的影響機率； $\Pr(m | rec)$  為不同脈衝堆疊階數 (pileup order,  $m$ ) 對偵檢器紀錄的影響機率，脈衝堆疊階數  $m$  數值由 0 至無限大， $m$  為 0 代表在偵檢器無感時間內僅有 1 個光子 ( $m+1=1$ ) 入射偵檢器， $m$  為 1 代表在無感時間內有 2 個光子 ( $m+1=2$ ) 入射偵檢器，以此類推， $m$  值越大代表脈衝堆疊效應越明顯； $\Pr(E | m)$  為不同脈衝堆疊階數  $m$  被偵檢器紀錄為能量  $E$  的機率。

由於上述 2 種不同偵檢模型 (麻痺型與非麻痺型) 皆有各自的機率函數參數，因此將會分別計算這兩種模型輸出能譜，並與真實 PCD 量測能譜進行比較，評估哪一種比較適合 PCD 訊號模型。首先是非麻痺型偵檢模型的評估結果，如圖 6 所示，黑色曲線  $N_{PCXD}(E)$  為真實 PCD 實驗量測結果，可以觀察到當管電流較低時在能譜低能區域有著較大的電子雜訊 (Electronic noises) 影響；紅色曲線  $N_{Model}(E)$  為模型評估結果，可觀察到有計數存在於能量大於 80 keV 的能譜區域 (使用 80 kV 管電壓)，代表脈衝堆疊效應存在，產生超過管電壓能量的光子，且隨管電流增加而更明顯；另外  $m=0\sim3$  曲線代表不同脈衝堆疊階數的評估結果，這邊考慮模擬效率捨棄高階層 ( $m>3$ ) 結果；在高管電流的結果可以發現，在能譜高能區域模擬能譜計數稍微高於量測能譜，主因就是高階層項次的貢獻，且非麻痺型模擬能譜在低能區域與量測能譜差異頗大，整體來說，似乎無法相當有效的代表受脈衝堆疊效應影響之偵檢器量測能譜。

麻痺型偵檢模型的評估結果如圖 7 所示，與圖 6 非麻痺型模擬結果相比，可以發現麻痺型偵檢模型模擬結果更接近 PCD 真實量測能譜，不僅在能譜高能區域沒有計數量過度評估 (Overestimation) 的情形產生，且在低能區域也非常吻合實驗量測結果 (除了低能區的電子雜訊外)。因此，在 PCD 訊號脈衝堆疊效應對能譜扭曲的模擬評估上，麻痺型比非麻痺型偵檢模型要來的更適合。未來本所也可參考這樣的方式建立專屬 PCD 訊號模型，來評估入射光子事件率對 PCD 能譜扭曲的影響，能夠快速調控參數觀察脈衝堆疊效應的影響，大幅減少實驗量測所需時間。

## nonparalyzable detection model

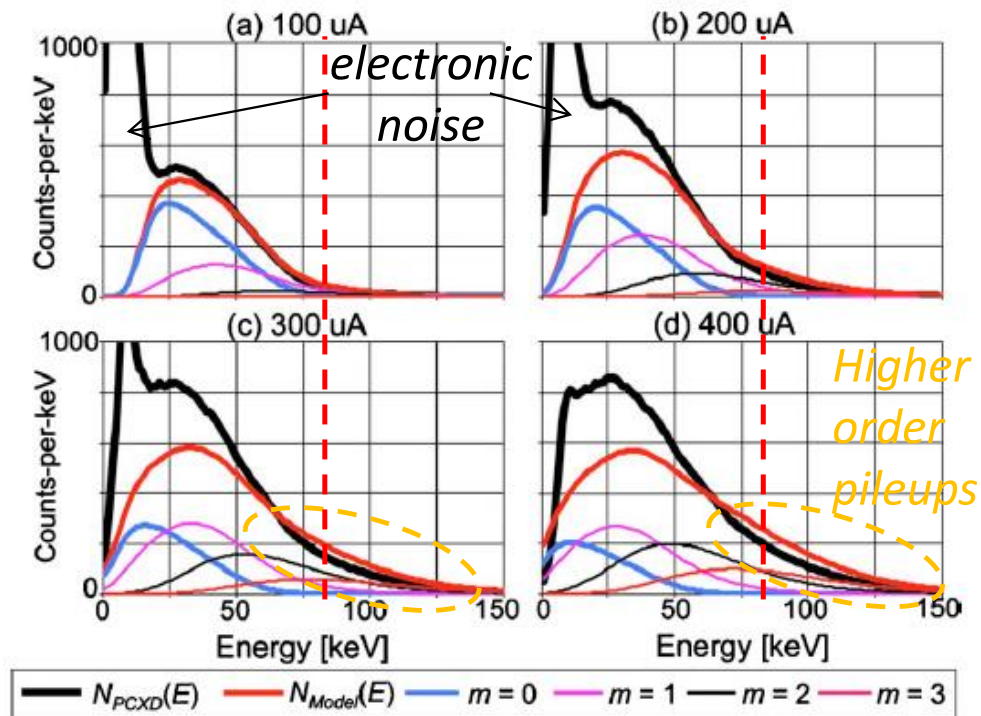


圖 6 非麻痺型偵檢模型在不同管電流之 PCD 能譜模擬結果

## paralyzable detection model

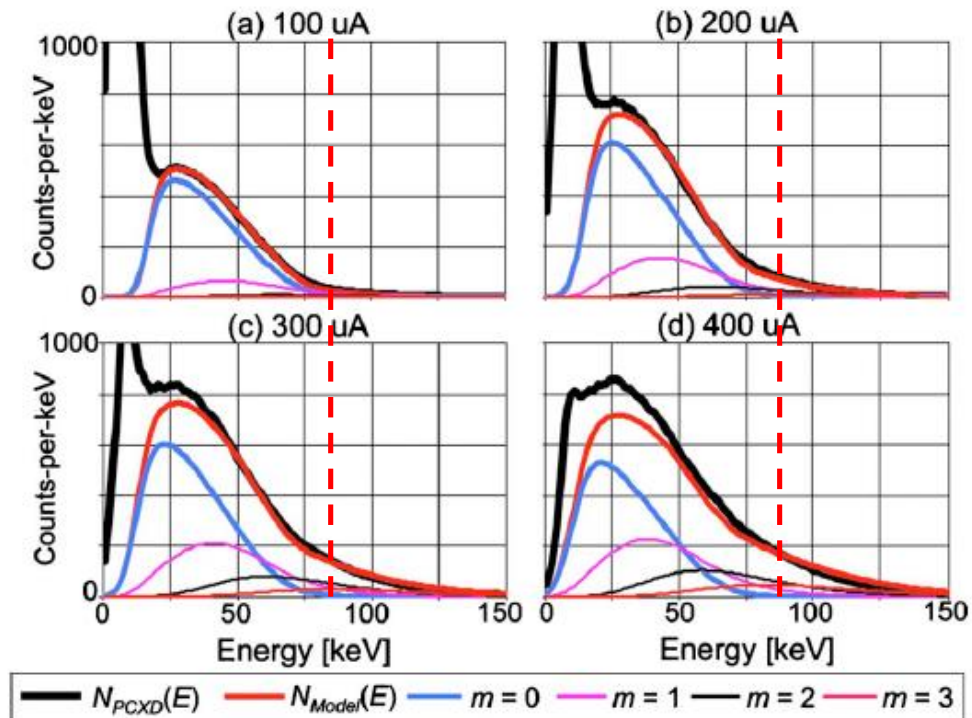


圖 7 麻痺型偵檢模型在不同管電流之 PCD 能譜模擬結果



## 2. 光子計數成像偵檢器的電荷分享效應模型

本小節將說明如何建立光子計數成像偵檢器(PCD)的電荷分享效應(Charge sharing effect)模型，由於本次實習攜回的模擬程式包含此模型，因此在這簡要說明電荷分享效應來源，以及對 PCD 輸出訊號的影響，主要的內容將聚焦在該模型模擬流程的說明，以及評估結果的解讀與現象討論等部分。本小節的結果皆可由攜回模擬程式輸入對應參數獲得，未來可依照不同 PCD 規格與特性，建立專屬模型來評估電荷分享效應的影響程度。

對於光子計數成像偵檢器(PCD)性能劣化因子來說，電荷分享效應的影響程度僅次於上節所介紹的脈衝堆疊效應。一般來說，PCD 產品製造商為了降低脈衝堆疊效應對 PCD 計數率的限制，其中一個有效的克服方法就是縮小偵檢器的像素(Pixel)尺寸，這樣一來，單位面積入射的光子量就會降低，脈衝堆疊效應也會因此受到改善；不過這樣會造成另一個問題產生，就是增加電荷分享效應的影響程度，當偵檢像素尺寸縮小時意味著相同能量入射光子更容易穿透至鄰近像素產生訊號，這樣會導致兩個問題產生，第一是重複計數，代表一個入射光子可能產生多個計數；第二是紀錄錯誤能量資訊，入射光子與偵檢器產生作用導致初始作用位置所記錄的能量資訊不完全，而新作用位置又會記錄到散射光子不完全的能量資訊。圖 8 表示入射光子與 PCD 可能作用現象，圖(a)為光子不與偵檢器作用(完全穿透)、圖(b)-圖(d)為光子與偵檢器產生光電效應(Photoelectric effects, P.E.)：圖(b)為光電效應後全吸收現象、圖(c)為光電效應後產生特性 X 光並跑出偵檢器、圖(d)為光電效應後產生特性 X 光並被再吸收、圖(e)為光子與偵檢器產生康普頓(Compton)或瑞利(Rayleigh)散射作用。

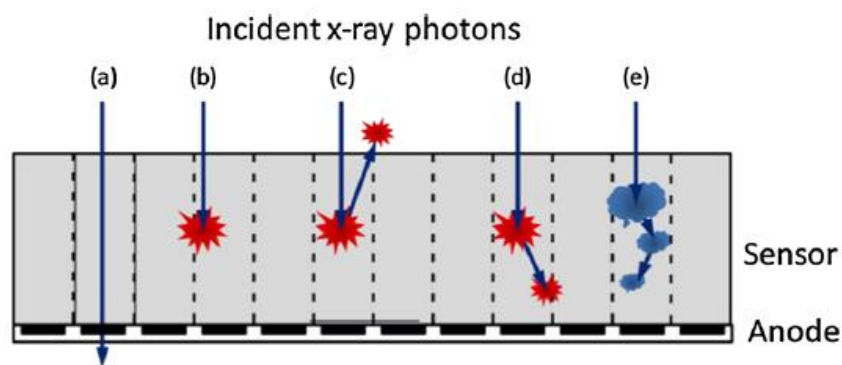


圖 8 入射光子與 PCD 可能作用現象

…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

### 3. 多能階電腦斷層影像品質評估技術

…完整內容請洽核能研究所



…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

### (三) 醫學成像物理組之放射成像實驗室導覽：

在本次實習過程中，Prof. Tsui 也相當熱心地帶領筆者參觀該團隊的放射成像實驗室，實驗室內包含許多該團隊從過去到現在研究用或自行開發的放射成像設備，筆者擇要介紹與本所研發方向相關性較高的部分，包含以光子計數放射成像偵檢器為基礎之電腦斷層(PCD-CT)實驗造影平台，以及磁振造影(Magnetic resonance imaging, MRI)相容之小動物用單光子電腦斷層掃描(Animal SPECT)之造影系統。

#### 1. 微焦斑光源之多能階 PCD-CT 成像平台

該成像平台整體配置如圖 19(a)所示，主要包含了一個微焦斑(Micro focal spot)的 X 光源、一個待測物旋轉載台以及一個 PCD 成像偵檢器，SID 距離為 88.8 cm，可調整待測物載物台至光源距離改變光源至旋轉中軸(Source-to-axis distance, SAD)距離，以調整物體放大倍率。其中 X 光源的製造商為美國 SourceRay 公司，型號為 SB-120-350，焦斑尺寸為 75  $\mu\text{m}$ ，最大功率下可輸出 120 kV、350  $\mu\text{A}$  之 X 光，屬於工業用連續輸出型 X 光管，X 光出光口前方配置一鉛製狹縫式(slit)準直儀，寬度為 1.6 mm，用於限制 X 光輸出範圍以產生扇形射束(Fan-beam X-ray)，可減少散射光子，提升影像品質，如圖 19(b)所示。至於 PCD 成像偵檢器製造商則為挪威 Gamma Medica-Ideas 公司，該偵檢器應屬於開發中產品故型號不詳，偵檢材質使用 CdTe 材質，像素維度為 512x1，間隔(Pitch)為 0.4 mm，具備 6 組能階設定功能(閾值能量範圍介於 25 keV 至 122 keV)。相關成像性能當放大倍率為 4.3 倍時，CT 重建影像之空間解析度可達 90  $\mu\text{m}$ 。

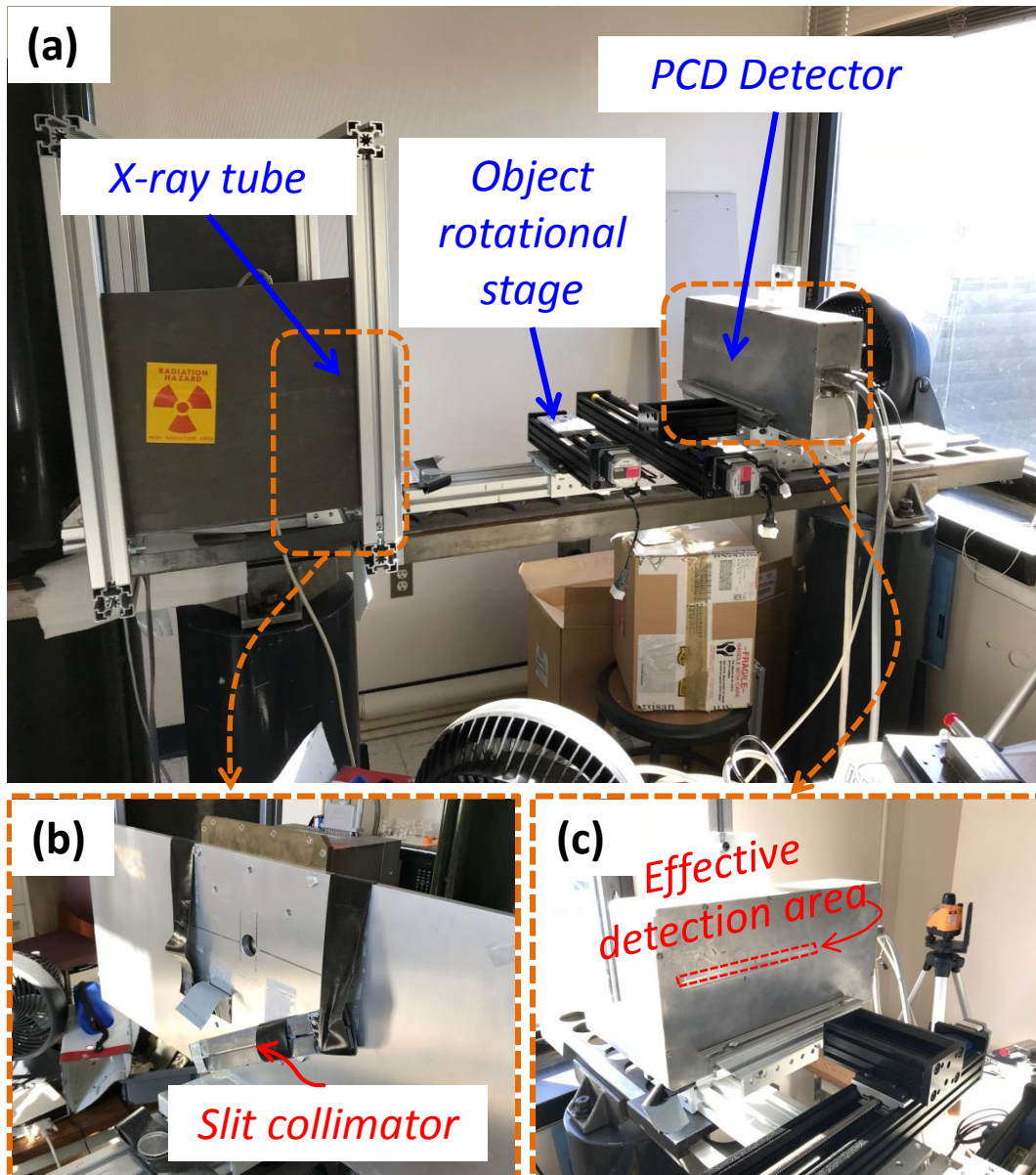


圖 19 微焦斑光源之多能階 PCD-CT 成像平台

## 2. 醫用 X 光源之雙能階 PCD-CT 成像平台

另一組 PCD-CT 成像平台基本機械架構與上述相同，但使用醫用 CT 的 X 光管與雙能階 PCD 偵檢器，如圖 20(a)所示。X 光管製造商為 Siemens 公司，型號為 DURA 352-MV，屬於醫用 CT 之 X 光管，特點為熱容量(Heat unit, HU)較高，可達 35 MHU，一般通用型的 X 光管熱容量大約在 MHU 等級，最大功率管電壓可達 140 kV，具備兩組不同尺寸焦斑，分別為  $0.8 \times 0.4 \text{ mm}^2$  與  $0.8 \times 0.7 \text{ mm}^2$ ，面積約為上述微焦斑 X 光管的 100 倍大，相關規格如圖 20(b)所示。雙能階 PCD 偵檢器製造商為美國 DxRay 公司，型號為 DXMCT-1，偵檢材質一樣使用

CdTe 材質，厚度為 3 mm，像素維度為 16x32，像素尺寸為 1x1 mm<sup>3</sup>，但由於實習這段時間該偵檢器因故不在實驗室，圖 20(c)為文獻[2]上相同型號 PCD 偵檢器，包含偵檢器本體，電源高壓供應器與訊號擷取模組等。

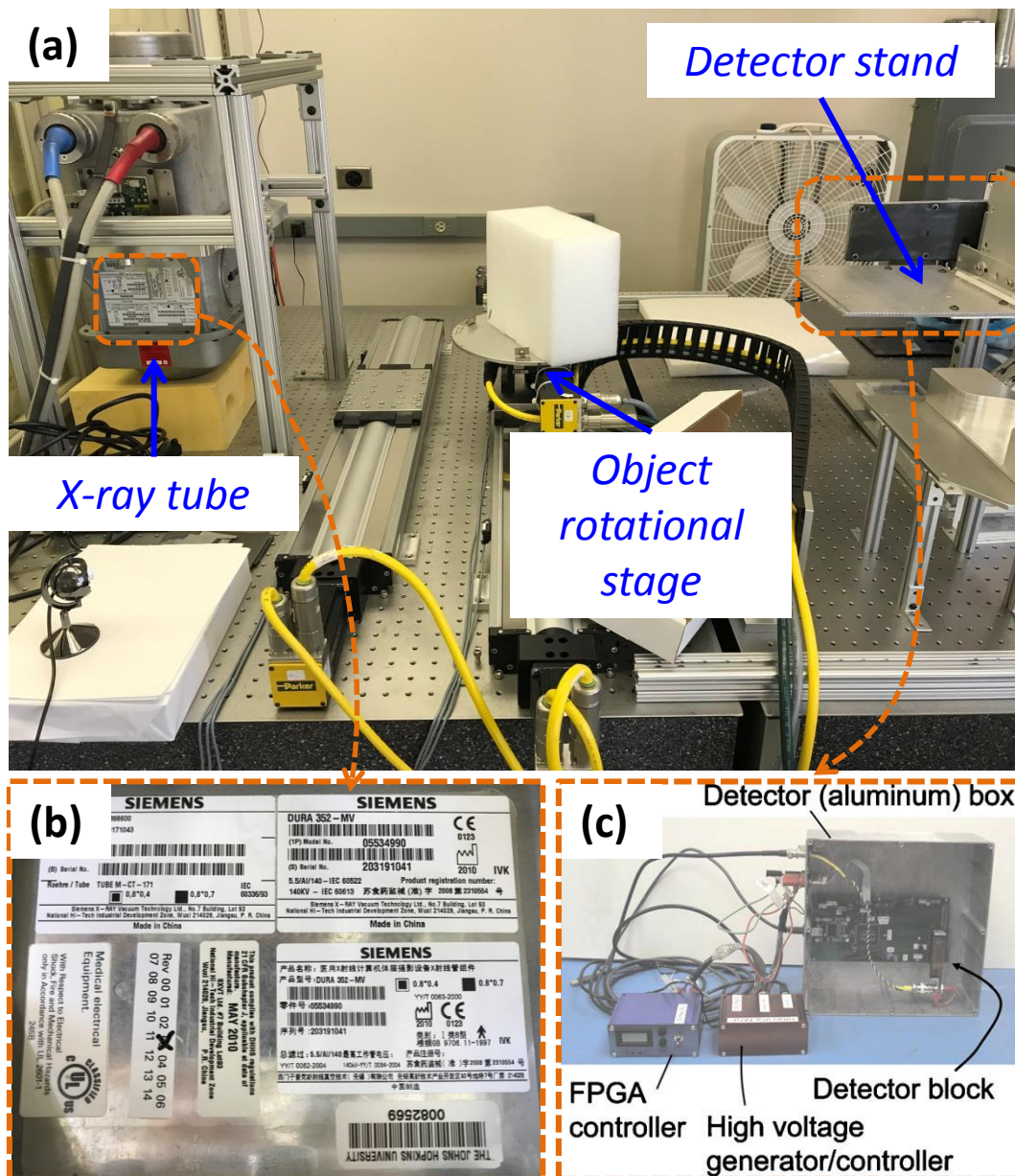


圖 20 醫用 X 光源之雙能階 PCD-CT 成像平台

### 3. MRI 相容之小動物用 SPECT 造影系統

近年來複合式造影系統發展相當迅速，這樣的造影儀器能結合不同造影方法的優點來彌補各自的限制，但是，要將其成功整合且不會對方訊號造成干擾，則是各研究團隊與製造商

努力方向。以這次看到的 SPECT-MRI 為例，與 PET 相比，SPECT 不會產生像 PET 那樣大量的同符(Coincidence)事件，因此不需對應複雜且高效率的電路系統；SPECT-MRI 的技術困難點在於如何整合 SPECT 的準直儀(Collimator)與 MRI 的射頻脈衝線圈(RF pulse coils)，因為一般來說，傳統 SPECT 的準直儀大部分由鎢(W)或鉛(Pb)等高原子序材質所組成，而這些材質通常為磁性材質，置於 MRI 中可能干擾磁場分佈，使 MRI 影像產生假影，這些材質也可能是良好的電磁波屏蔽材質，如果置於 MRI 射頻線圈內，可能會阻擋 MRI 激發訊號穿透，使 MRI 影像訊雜比下降。因此，要如何整合 SPECT 的準直儀與 MRI 的射頻線圈就是一件相當不容易的事情，該團隊所開發的小動物用 MRI 相容之 SPECT 造影系統如圖 21(a)所示，可以看到這個系統包含了偵檢探頭與前端處理電路等部分，偵檢探頭細部構造如圖 21(b)所示，包含了 4 個八角形的偵檢環(外徑為 12 cm)，每個偵檢環包含了 8 個偵檢模組，共 32 個模組，偵檢模組製造商為 eV product 公司，材質為碲化鋅鎘(CZT)，厚度為 5 mm，每個模組的像素維度為 16x16，間隔為 1.6 mm，如圖 21(c)。其 SPECT 成像性能如下，包含有效偵檢能量介於 20~350 keV，基本上可涵蓋大部分常用 SPECT 造影同位素，成像視野(Field of view, FOV)為 25 mm，重建影像空間解析度約為 3~5 mm，圖 22 為 Tc-99m 的 SPECT-MRI 造影結果，可以發現當 SPECT 與 MRI 同時擷取訊號時，兩者影像並不會受到對方干擾而產生扭曲的現象。

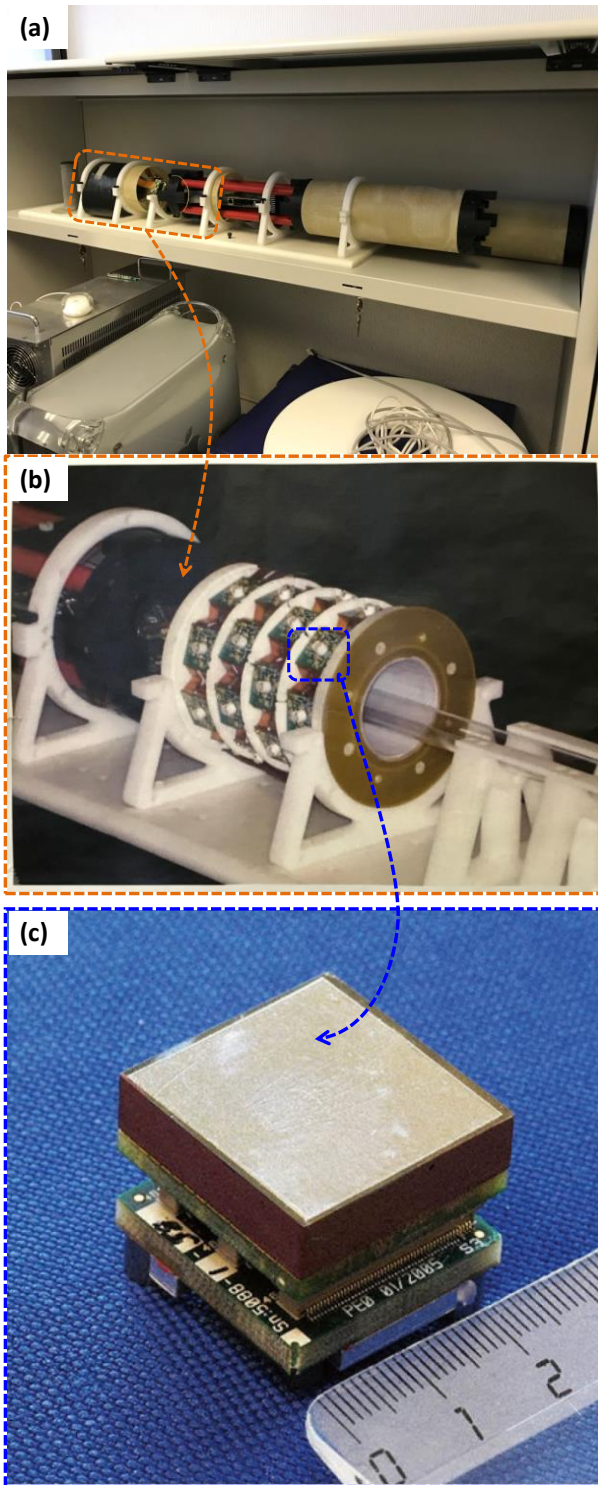


圖 21 MRI 相容之小動物用 SPECT 造影系統



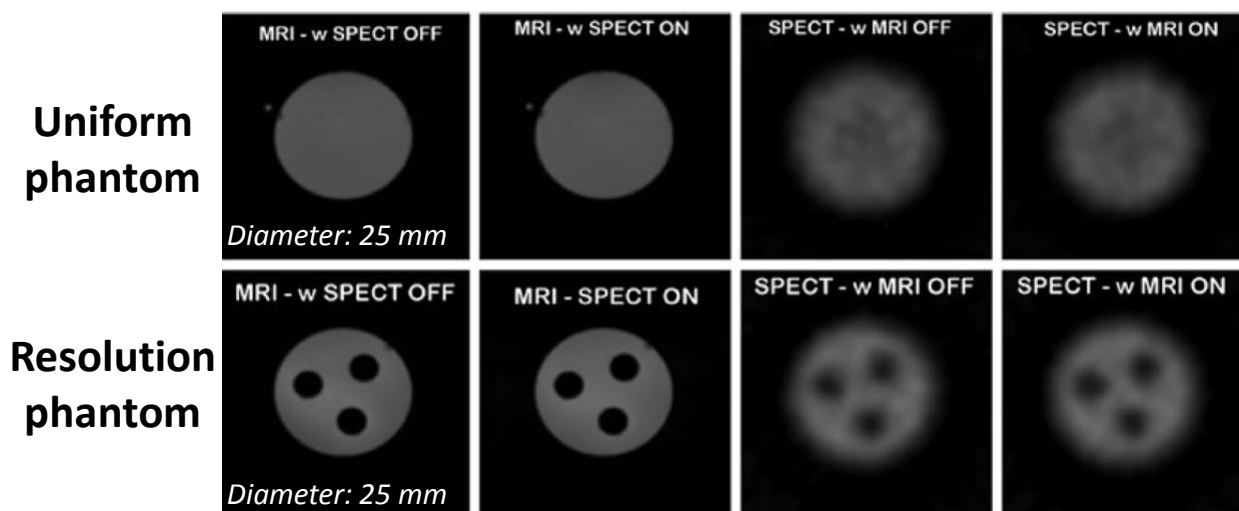


圖 22 MRI 相容之小動物用 SPECT 造影結果(Tc-99m)

最後，在實習的期間非常感謝 Prof. Tsui 與 Prof. Taguchi 的指導，讓我此行獲益良多，學習到最新的多能階 X 光放射成像模擬技術與能階式電腦斷層影像定量技術，包含了學理與模擬軟體實際操作的經驗，也謝謝 Dr. Lee 與我討論材質分解相關議題，給與我相當多有用的建議。這次實習也持續保持本所與約翰·霍普金斯大學醫學成像物理組合作關係，並建立與 Prof. Taguchi 的交流管道。在實習的最後一天，交還了辦公室的鑰匙，與大家互道珍重及合影(圖 23 與圖 24)，感謝約翰·霍普金斯大學醫學成像物理組全體成員在我實習期間的幫忙與協助。



圖 23 與 Taguchi 教授合影

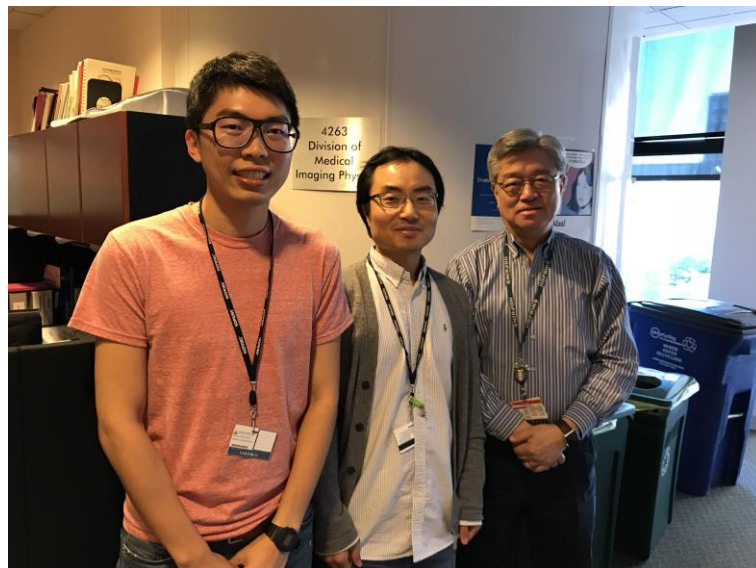


圖 24 與 Tsui 教授(右)及 Lee 博士(中)合影

### 三、心得

- (一) 關於脈衝堆疊效應(Pulse pile-up effect)對光子計數成像偵檢器(PCD)接收能譜的影響評估，模型化的評估結果與實驗量測結果呈現極高的一致性，特別是使用麻痺型(Paralyzable)計數偵檢模型。這樣的結果顛覆了傳統採用偵檢器計數率輸出結果評估方式，能更準確地代表 PCD 偵檢器訊號輸出模型。
- (二) 對於 PCD 脈衝堆疊效應模型化技術來說，僅需 X 光管輸出能譜與 5 個偵檢器參數(3 個能量響應曲線係數  $c_1$ ,  $c_2$ ,  $c_3$ 、無感時間  $\tau$  與入射事件率轉換係數  $k$ )就可以建立完整的模型，完全不需仰賴經驗參數(Empirical parameters)，這樣能大幅提升評估結果的客觀性，且避免人為經驗參數設置不當時造成的模擬結果錯誤。
- (三) 由脈衝堆疊效應的模型我們可以獲得 PCD 偵檢器的特性，包含能量響應線性範圍、合適計數率範圍與輸出能譜扭曲程度，這樣的特性可協助操作者決定該系統的造影參數，包含了最適管電壓與管電流等參數，避免不合適的造影條件成為 PCD 成像品質不佳原因。
- (四) 新版(Ver.3.2)的 PCD 電荷分享效應模型採用全新一代的二維數值模擬架構，完全解決舊版一維(Ver.2.1)模型的限制，包含無法模擬較小的偵檢器像素( $d_{pix}$ )、PCD 像素( $d_{pix}$ )小於有效電荷雲直徑( $d_0$ )的問題、能譜低能區計數低估的情況、以及多重計數的問題等，能模擬更多的條件且更貼近真實的情況。
- (五) 新版(Ver.3.2)的 PCD 電荷分享效應模型之模擬結果不僅與蒙地卡羅結果相符，也與實驗結果相當接近，能夠正確的模擬 PCD 因電荷分享效應造成的能量響應曲線，顯示電荷分享效應對 PCD 訊號影響的嚴重程度，也代表著相對應的訊號校正或補償技術的重要性。
- (六) 對於如何依需求選擇合適的 PCD 來說，由於脈衝堆疊效應與電荷分享效應為取捨(Trade-off)關係，例如縮小 PCD 像素的尺寸能降低脈衝堆疊效應的干擾，但是卻會提高電荷分享效應的影響程度，因此，要如何選擇合適的像素尺寸平衡兩個效應的影響是相當重要的，考慮的因素包含期望的偵檢器計數率、最大容忍能譜扭曲程度、系統幾何、影像解析度等參數。
- (七) 以電腦數值模擬為基礎之 PCD-CT 影像定量技術，提供相當迅速且有效的方式來評估電

荷分享效應對 PCD-CT 影像品質的影響，與傳統蒙地卡羅法相比，能大幅節省模擬架構設計與模擬程式運算時間；而與實驗量測法相比，可大幅節省硬體所需成本與實驗量測所需時間，而且由於知道真實數值，使得在量化分析的部分也較容易進行。

- (八) 關於 PCD 訊號模型化的部分，在未來還可研究的方向包含：1.整合訊號脈衝堆疊效應與電荷分享效應模型；2.建立適用於高計數率(管電流 $>500 \mu\text{A}$ )之脈衝堆疊效應模型；3.導入康普頓與瑞利散射作用至電荷分享效應模型；4.擴增電荷分享效應作用範圍至  $5 \times 5$  以上像素維度；5.加入其他電荷分享效應的偵檢器材質(如：CZT 與 Si 等)。這樣一來，可以用來評估更符合真實與臨床參數之狀態。
- (九) 藉由參觀該團隊實驗室 PCD-CT 成像平台，可以學習到期刊文獻或教科書上較不易學到的部分，例如造影平台運動機構幾何設計概念，與各組件廠牌的選擇等，其中本實驗室 PCD 造影平台與該團隊微焦斑光源之多能階 PCD-CT 成像平台與硬體配置類似，皆屬於線型 PCD 架構，因此我們可參考該平台設置，在光源端外加一狹縫式準直儀以限制 X 光射束範圍，降低散射提高影像品質。
- (十) 關於該實驗室自行開發的 SPECT-MRI 造影系統的部分，由於 SPECT 所使用的同位素能量較低，可使用以半導體偵檢器為基礎之直接式(Direct)偵檢架構，與間接式(In-direct)閃爍偵檢器(Scintillation detector)為基礎的偵檢架構相比，直接式架構具有能量解析度佳與無感時間短等優勢，且無需晶體組裝與耦合程序，可降低人力成本。如果未來欲朝向開發 SPECT 成像技術，可考慮採用這樣的架構。
- (十一) Prof. Tsui 實驗團隊在 SPECT 準直儀的設計具有相當深厚的技術能力與多年經驗，也與許多國際動物用 SPECT 造影儀製造商合作技術開發，因此，未來如果本所有意開發不管是小動物用或醫用 SPECT 造影儀，可考慮與該團隊合作。

## 四、建議事項

- (一) 建議本所持續派員前往先進國家之團隊學習放射成像相關技術，以約翰·霍普金斯大學之醫學成像物理組為例，各教授均專精於不同放射成像技術，因此可依據目標向不同教授學習專門技術，並拓展合作交流管道。
- (二) 國際醫材大廠在醫用 PCD-CT 的發展已進入原型機(Prototype)階段，顯示對該技術已有相當程度的掌握。建議本所可參考 Prof. Tsui 團隊與競爭者共存的技術發展模式，利用自行建置之 PCD 成像平台，與製造商技術合作，專精於擅長之技術開發。
- (三) 一般來說，放射成像技術在非醫用領域(如：安檢與工業非破壞性檢測等)的發展較醫用領域來得晚，且設備開發期程與技術門檻均較醫用設備低，建議本所可在該領域尋找潛在市場，將醫用放射成像技術應用至非醫用領域，將具備相當大的競爭力。

## 五、附 錄

(一) 模擬 PCD 電荷分享效應程式之參數輸入/輸出說明文件

…完整內容請洽核能研究所

…完整內容請洽核能研究所

## 六、參 考 資 料

- [1] K.Taguchi and J. S.Iwanczyk, “Vision 20/20: Single photon counting x-ray detectors in medical imaging,” *Med. Phys.*, vol. 40, no. 10, p. 100901, 2013.
- [2] K.Taguchi, M.Zhang, E. C.Frey, X.Wang, J. S.Iwanczyk, E.Nygard, N. E.Hartsough, B. M. W.Tsui, and W. C.Barber, “Modeling the performance of a photon counting x-ray detector for CT: Energy response and pulse pileup effects,” *Med. Phys.*, vol. 38, no. 2, p. 1089, 2011.
- [3] K.Taguchi, E. C.Frey, X.Wang, J. S.Iwanczyk, and W. C.Barber, “An analytical model of the effects of pulse pileup on the energy spectrum recorded by energy resolved photon counting x-ray detectors,” *Med. Phys.*, vol. 37, no. 8, p. 3957, 2010.
- [4] X.Wang, D.Meier, K.Taguchi, D. J.Wagenaar, B. E.Patt, and E. C.Frey, “Material separation in x-ray CT with energy resolved photon-counting detectors,” *Med. Phys.*, vol. 38, no. 3, pp. 1534–1546, 2011.
- [5] J.Cammin, J.Xu, W. C.Barber, J. S.Iwanczyk, N. E.Hartsough, and K.Taguchi, “A cascaded model of spectral distortions due to spectral response effects and pulse pileup effects in a photon-counting x-ray detector for CT,” *Med. Phys.*, vol. 41, no. 4, p. 41905, 2014.
- [6] K.Nakada, K.Taguchi, G. S. K.Fung, K.Amaya, N.K., T.K., F.G.S.K., and A.K., “Joint estimation of tissue types and linear attenuation coefficients for photon counting CT,” *Med. Phys.*, vol. 42, no. 9, pp. 5329–5341, 2015.
- [7] J.Cammin, S.Kappler, T.Weidinger, and K.Taguchi, “Evaluation of models of spectral distortions in photon-counting detectors for computed tomography,” *J. Med. Imaging*, vol. 3, no. 2, p. 23503, 2016.
- [8] K.Taguchi, C.Polster, O.Lee, and S.Kappler, “Spatio-energetic cross-talks in photon counting detectors: detector model and correlated Poisson data generator,” *Med. Phys.*, vol. 9783, no. December, p. 97831R, 2016.
- [9] S.K., “Modeling the frequency dependent detective quantum efficiency of photon counting



x-ray detectors,” *Med. Phys.*, 2017. (under review)

- [10] K.Taguchi, K.Stierstorfer, C.Polster, O.Lee, andS.Kappler, “Spatio - energetic cross - talk in photon counting detectors : Numerical detector model ( PXtalk32 ) and workflow for CT image quality assessment,” *Med. Phys.*, 2017. (under review)
- [11] K.Taguchi, “Energy-sensitive photon counting detector-based X-ray computed tomography,” *Radiol. Phys. Technol.*, vol. 10, no. 1, pp. 8–22, 2017.
- [12] W. C.Barber, E.Nygaard, J. S.Iwanczyk, M.Zhang, E. C.Frey, B. M. W.Tsui, J. C.Wessel, N.Malakhov, G.Wawrzyniak, andN. E.Hartsough, “Characterization of a novel photon counting detector for clinical CT: count rate, energy resolution, and noise performance,” in *Proc. SPIE*, 2009, vol. 7258, p. 725824.