

出國報告（出國類別：實習）

赴美加實習醫用 3D 放射造影用 X 光源 及高壓產生器調控最佳化技術

服務機關：核能研究所

姓名職稱：曾聖彬 助理研究員

派赴國家：美國及加拿大

出國期間：103 年 9 月 6 日~103 年 9 月 19 日

報告日期：103 年 10 月 31 日

摘要

配合國家政策之高階醫療器材發展推動，本次國外公差赴加拿大 CPI(Communications & Power Industries)公司 Medical Product Division 及美國北卡羅萊納大學(University of North Carolina、UNC) Zhou Lab 實習醫用 3D 放射造影用高壓產生器及 X 光源調控最佳化技術。實習單位 CPI 公司為國際知名醫用電源供應器大廠，其高頻醫用 X 光高壓產生器技術居全球領導地位。除於 CPI 公司實習外，此次亦赴美國北卡羅萊納大學 Zhou Lab 針對陣列式 X 光源調控技術進行實習，以完備整體調控技術的學習，該實驗室是目前全球最卓越的碳基 X 光源放射醫學成像診斷儀器研究單位之一。

藉由此次實習短暫之工作期間學習醫用 3D 放射造影用高壓產生器及 X 光源調控最佳化技術，縮短自行研發摸索時間，對於現有高階影像醫材研發工作與後續研發方向研擬有莫大助益。

目 次

(頁碼)

摘 要	i
一、目 的	1
二、過 程	2
三、心 得	7
四、建 議 事 項	9
五、附 圖	10
六、參 考 文 獻	19

一、目的

診斷用 X 光高壓產生器是用於供應並控制施於診斷用 X 光管電能的醫用器材，近年來發展迅速，可以週期性短脈衝的方式供應 X 光管高壓，以降低病患所接受到的劑量。同時整合的功能越來越多，具備與劑量面積乘積儀(DAP meter)、自動曝光控制器(AEC)及數位 X 光偵檢器等 X 光機關鍵組件進行溝通之介面，達到整合控制與時間同步運作的功能。此外，X 光管亦有革命性突破，與過去傳統 X 光管的設計不同，以奈米碳管(carbon nano-tube、CNT)材料為陰極之 X 光源可在有限空間中組成陣列(X-ray source array)。由於傳統 CT(computed tomography)或斷層合成掃描儀僅有一個 X 光源，在多角度造影時必須以機械移動的方式來移動 X 光管至各個角度，這種造影曝露方式造成空間解析度的降低與較長的造影掃描時間等缺點，陣列式奈米碳管 X 光源可以克服上述限制。

藉由此次國外公差的實習機會，赴加拿大 CPI(Communications & Power Industries)公司 Medical Product Division 學習最新醫用高壓產生器的調控技術及赴美國北卡羅萊納大學(University of North Carolina、UNC) Zhou Lab 實習陣列式 X 光源調控最佳化技術，也建立核能研究所與 CPI 公司與 Zhou Lab 交流與合作之管道。

二、過 程

(一) 行程：

日期	地點	內容
9月6日(六)~ 9月7日(日)		去程與課程資料預習
9月8日(一)~ 9月12日(五)	加拿大喬治城	於 CPI 公司參加醫用 3D 放射 造影用高壓產生器調控之影 像最佳化技術訓練課程
9月13日(六)~ 9月14日(日)	加拿大喬治城 至 美國教堂山	旅程與上課資料整理
9月15日(一)~ 9月16日(二)	美國教堂山	於北卡羅萊納大學學實習醫 用 3D 放射造影用 X 光源調控 影像最佳化技術
9月17日(三)~ 9月19日(五)		返程

(二)CPI 公司實習紀要

CPI 公司位於加拿大安大略州喬治城(Georgetown)，佔地約 20 萬平方英尺，為國際知名之醫用 X 光高壓產生器供應商，員工約有 1700 人，2013 年營業額約 4 億 2 千萬美金。在醫學診斷用之市場上，其為世界最大之放射造影與透視用 X 光高壓產生器之獨立供應商，其產品依不同之應用，最大功率範圍從 32kW 至 100kW。

CPI 公司每年定期舉辦訓練課程，此次實習便是藉由此機會赴 CPI 公司學習醫用高壓產生器調控技術。課程採小班制教學，本期學員共有 5 人，除筆者之外，尚有服務於 Philips 公司來自美國的 Jack、Bruce 及 Billy，服務於 OSKO 公司來自韓國的 Ian。講師則由已於 CPI 公司服務 16 年之技術服務部門資深經理 Wayne 擔任，圖一為 5 位學員與講師之合影。圖二為首日抵達時，CPI 公司於入口處黑板上歡迎此次參與訓練的學員。學員們於入口處登記資料及換證後便進入教室開始此次的訓練課程。此課程內容注重實務訓練，教室內擺放實際之

CPI X 光高壓產生器提供操作示範，以連接 dummy load 的方式取代 X 光源之連接，所以並不會有輻射產生的問題，圖三為講師示範 X 光高壓產生器操作之上課實況。以下為課程內容紀要：

- 1.X 光高壓產生器主要功能為產生 X 光管所需之高壓電源，其輸入電源一般為單相或三相之交流(AC)電源，三相電源所能提供的功率較單相電源高，可提供較大功率之 X 光高壓產生器通常採用三相電源輸入。
- 2.各家 X 光高壓產生器製造商技術略有不同，但可歸納出大致流程：EMI 過濾 => 整流(AC→DC) => 濾波 => 變頻(DC→高頻 AC) => 變壓(高頻 AC→高頻高壓 AC) => 高壓高頻整流(高壓高頻 AC→高壓 DC) => 高壓濾波。X 光高壓產生器內部運作簡易流程圖如圖四所示。
- 3.傳統的 X 光高壓產生器中使用半波整流器或全波整流器除去交流電源中負電壓的部分，但電壓的穩定度較差，會有較大的電壓變動(voltage fluctuation)。新型的醫用 X 光高壓產生器使用變頻器(inverter)將直流電轉換為交流電，變頻的頻率越高，整流後的高壓 DC 波紋(ripple)變化越小。目前技術變頻頻率可達 400kHz 以上，波紋可小於 1kV(在 110kV 輸出時)。高壓 DC 的波紋大小，影響會 X 光管之性能，波紋變化幅度越大，X 光能量越不穩定。現代大部分醫療級高壓電源供應器均已採用高頻整流技術，產生穩定的高壓直流電，其電壓波形功率參數(kV waveform factor)均可視為 1。
- 4.醫用 X 光高壓產生器電壓輸出方式主要分為連續或脈衝方式輸出，以電路控制輸出脈衝頻率，目前脈衝輸出頻率可達數十赫茲。通常輸出電壓與電流皆有監測機制，可用回饋電壓之大小來換算實際輸出之電壓與電流值。
5. 醫用 X 光高壓產生器電壓與燈絲電流的輸出是用不同的迴路來控制。根據 X 光造影需求，電壓迴路(kV loop)控制 X 光管電壓及管電壓脈衝，配合燈絲電流控制電路(mA loop)與計時器，產生造影 X 光。脈衝 X 光的頻率是由 X 光高壓產生器的控制迴路，控制高壓直流電的開關，藉脈衝開關控制脈衝 X 光輸出時機。
- 6.目前高階醫用 X 光高壓產生器皆附有操控台(console)及兩段式手持開關，圖五及圖六為 CPI 公司之 X 光高壓產生器之操控台與兩段式手持開關。操控台可切換曝光停止條件，例如

AEC、mAs、mA/ms 模式，分別以 AEC 之回饋、所設定的 mAs 值或分別設定 mA、ms 值來決定 X 光停止曝光的條件。此外，操控台會顯示管電壓、管電流、曝光時間及電流時間乘積等造影參數。

7.CPI 之 X 光高壓產生器附有介面可與 AEC 裝置相連，AEC 之簡易運作流程圖如圖七所示，累積劑量與劑量限值之比較器已內建於 X 光高壓產生器中。AEC 已廣泛使用於診斷用 X 光機。由於 AEC 游離腔對於 X 光的穿透性高，一般會安裝於 X 光偵檢器前側。此外，一個 AEC 裝置中會設置數個游離腔，以 3 個及 5 個最為常見，以胸腔 X 光造影為例，通常使用 3 個游離腔的 AEC 裝置，其中 2 個對應於兩側的肺，1 個對應於縱隔膜。AEC 游離腔受到 X 光照射後，產生與劑量對應的電子信號並經由積分器作積分回饋給 X 光高壓產生器，X 光高壓產生器內部之比較器會比較累積劑量與劑量限值之大小，當累積劑量達到所事先設定的限值時，X 光高壓產生器即會停止供應 X 光管所需之高壓。

8.CPI 之 X 光高壓產生器亦附有介面可與劑量面積乘積儀(DAP)裝置相連，劑量面積乘積是評估人體局部照射部位輻射風險的常用單位，泛用於 X 光造影儀、X 光透視攝影儀等 X 光放射影像系統。將 X 光高壓產生器與劑量面積乘積儀之介面相連與設定後，可以在 X 光高壓產生器之操控台之屏幕上顯示劑量面積乘積量測結果，如圖八所示。亦可設定劑量面積乘積限值，當超過限值時，X 光高壓產生器會發出警告音。

9.CPI 原廠建議每半年進行一次 X 光高壓產生器進行校正程序。校正程序中會決定各個管電壓下，燈絲預熱的電流值。

10.CPI 高壓產生器在操作在透視攝影模式時，若超過 20 分鐘未發射 X 光，高壓產生器會自動脫離透視攝影模式。

(三) 美國北卡羅萊納大學 Zhou Lab 實習紀要

Zhou lab at the University of North Carolina 為碳基材料之 X 光射源技術之先驅，研究著重於發展先進醫療診斷成像和放射治療檢測儀器。研究團隊成員包含 4 位教授，8 位博士班學生，研究題目主要為利用奈米碳管材料 X 光射源技術之微型電腦斷層掃描小動物造影、用於早期乳癌檢測之數位斷層合成及腦瘤微束放射治療等。作為 X 光源陰極材料之奈米碳

管在掃描式電子顯微鏡下之照片如圖九所示。本次實習為第 2 次造訪 Zhou lab，除了於實驗室中學習之外，Prof. Zhou 亦指派其博士班學生 Jabari 帶領我參觀正在 NC Cancer Hospital 進行臨床試驗的 S-DBT(stationary digital breast tomosynthesis)。北卡羅萊納大學之校園圖如圖十所示，Zhou Lab 位於圖中紅圈的位置處，NC Cancer Hospital 位於圖中之藍圈的位置處。圖十一為與 Zhou lab at the University of North Carolina 之總主持人 Prof. Zhou 之合影，Otto Zhou 教授是國際上奈米碳管 X 射線技術及其應用研究，處於領導地位的主要科學家之一，以下為實習紀要：

- 1.陣列式奈米碳管 X 光源之架構圖如圖十二所示，每一個 X 光源皆有獨立之控制電路，Zhou lab 於實驗室使用之陣列式奈米碳管 X 光源控制電路如圖十三所示，每一個 X 光源皆使用 TTL 數位信號來控制 X 光之發射，如圖十四所示。當進行 CT 或斷層合成多角度造影時，奈米碳管 X 光源陣列中各個射源接續發射之時序圖如圖十五所示。對待測物而言，X 光依序從不同的角度發射過來，投影至 X 光偵檢器上。之後各角度之投影數據經過影像重建後成為 3D 影像。
- 2.為控制各光源間之穩定性，UNC 奈米碳管 X 光源陣列具有 X 光控制單元(X-ray control unit) 以控制 gate 與 cathode 間電壓的方式來控制各個管電流的穩定性，使得各光源之管電流達到一致。圖十六上方為在各個 X 光源施加不同的 gate 電壓，來使各光源的管電流達到一致，如圖十六下方所示。
- 3.奈米碳管 X 光源另一特點為可快速啟動與停止 X 光之發射，兩者間可快速切換，目前亦有應用於小動物 Micro CT 造影，其特點在於 X 光源之觸發信號可與生物信號，例如心跳、脈博作一連結，依照生物信號來啟動與停止 X 光之照射。X 光源觸發信號與管電流的關係如圖十七所示。
- 4.為使 X 光管燈絲快速加熱，X 光高壓產生器在開始輸出燈絲電流時會有一小段時間會刻意拉高電流值(overshoot)，之後恢復正常值。
- 5.奈米碳管 X 光源腔體內維持高真空除了確保電子在穿過陰陽極兩者之間時將不易與氣體分子相碰撞之外，還可以減少電弧的產生而損壞 X 光管。目前 Zhou lab 採用 ion pump 來維持

X 光管腔體內的高真空度，並對真空度作即時監測，以確保 X 光管的壽命。

三、心得

(一)於 CPI 公司實習

1. 此次於 CPI 接受之訓練課程著重實務訓練，教室內備有 CPI 公司 X 光高壓產生器提供操作示範，並以連接 dummy load 的方式取代 X 光源之連接，以免產生輻射，桌上亦有操控台 (console)可模擬控制 X 光高壓產生器，儘量讓學員可實際動手操作，以增加學員們實務操作與控制的經驗，讓筆者覺得此次課程收穫豐富。
2. CPI 訓練課程的最後一天，講師用 troubleshooting 的方式來作課程結束前的測驗。講師對於 X 光高壓產生器刻意製造幾個常見的錯誤訊息，讓學員們來找出錯誤及如何排除錯誤，加強學員們除錯的能力，讓每位學員獲益良多。
- 3.目前高功率 X 光高壓產生器之輸入電源大多採用 380V/400V 或 480V 之三相電源，在建置 X 光實驗室時，必須將此電源規格需求納入考量，以供 X 光源高壓產生器使用。
- 4.X 光高壓產生器通常具有輸出管電壓與管電流皆有監測機制，可用回饋電壓之大小來換算實際輸出之電壓與電流值。在進行造影測試時，可以用示波器來測量這些電壓信號，以確認其管電壓、管電流、頻率、時間等參數時否與預期相符。此為造影測試時，很實用的一個確認造影參數是否正確的方法。
- 5.在劑量合理抑低的趨勢之下，脈衝式的 X 光高壓產生器越來越普遍，但須注意脈衝 X 光發射的時間不可與 X 光偵檢器信號讀出的時間重疊，以免有假影的現象產生。
- 6.在選擇 AEC 與 DAP 等組件時，如能事先考量與 X 光高壓產生器的匹配問題，例如介面是否相容，X 光高壓生器是否可提供組件所需要的電源等，可收事半功倍之效。

(二)於北卡羅萊納大學實習

- 1.傳統 CT(computed tomography)或斷層合成掃描儀僅有一個 X 光源，在多角度造影時必須以機械移動的方式來移動 X 光管至各個角度(如圖十八)，這種造影曝露方式具有低空間解析度、較長的造影掃描時間等缺點。陣列式奈米碳管 X 光源可以克服上述限制，每個 X 光源事先校準至對準待測物的角度與位置，並利用電訊號可快速驅動各個 X 光源的放射與停止，免除了機械移動 X 光源時造成的焦斑(focal spot)擴大或機械本身的振動使得影像模糊的情

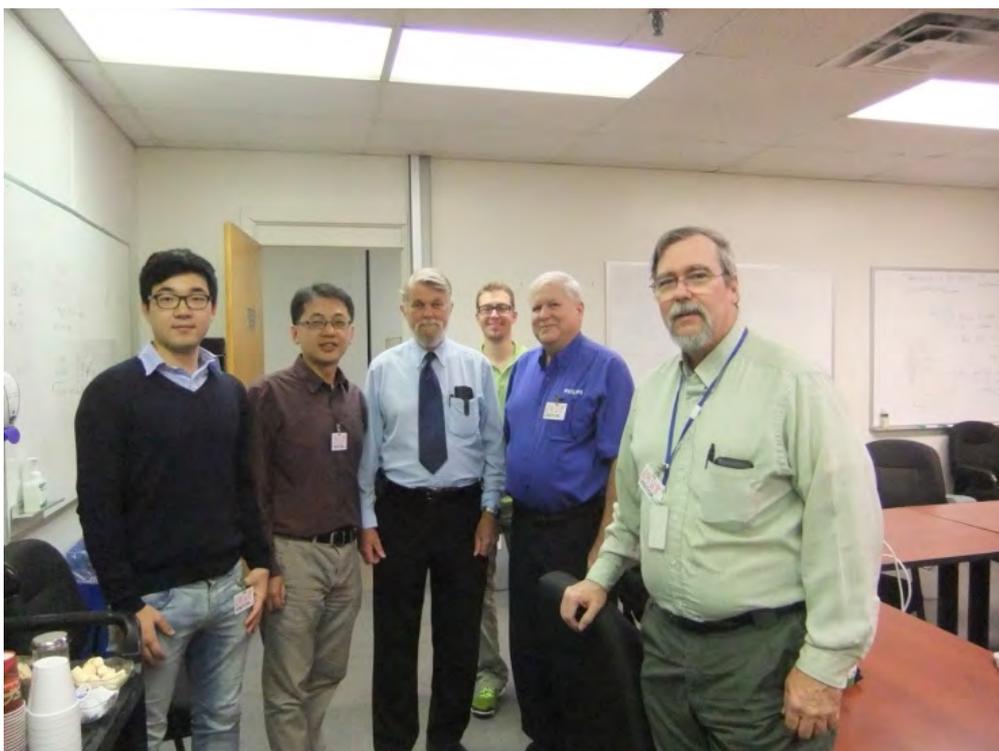
形，同時也可縮短造影時間，較短的造影時間可減少病人移動的情形，避免對影像品質造成影響。作為陰極材料之奈米碳管在電子顯微鏡下如圖九所示。

- 2.現今大部分於機場或港口之行李掃描仍使用平面 2 維 X 光造影，但有著各物品之影像相互重疊，有時難以辨別的缺點。若要得到 3 維影像，需採用 CT 掃描的方式，但造影與影像重建所花費的時間必須在可容許的範圍內。陣列式奈米碳管 X 光源有著不需機構移動即可完成多角度造影以及快速掃描的特點，所以比傳統 X 光源更適合應於機場或港口之行李掃描。
- 3.陣列式奈米碳管 X 光源在設計為了提高使用上的彈性，可先採較多射源(Emitter)的方式設計，在取得影像品質與劑量間的平衡並將造影角度、投影密度等參數最佳化後，可考慮降低射源的數量。
4. Zhou lab at the University of North Carolina 相當注重研發成果是否有實際的應用價值，期望將陣列式奈米碳管 X 光源攝影技術應用於醫用診斷與治療，並考量需求面，與醫院建立合作關係，使得研發成果能確切符合醫界的需求，將技術與實際需求面更緊密的結合，值得借鏡。目前該實驗室研發之 S-DBT(stationary digital breast tomosynthesis)已在 NC Cancer Hospital 進行臨床實驗。

四、建議事項

- (一)奈米碳管 X 光源技術為一先進技術，目前市場上尚未有搭配奈米碳管 X 光源之醫用造影儀商品問市，本所可考慮在此一前瞻技術發展初期就切入，與 UNC 進行合作，以取得先機。
- (二)奈米碳管 X 光源陣列可依需求設計不同的幾何構造，例如線性、方框型及弧形等，應用範圍廣泛，包含醫用及工業用方面。由於陣列式 CNT X 光管其體積較傳統 X 光管小許多，且多角度掃描無需機械移動機構，在空間受限的場合更顯現出其優點，例如手術間之 X 光造影、在狹小空間下之工業用非破壞性檢測等，可在有限的空間下取得多角度之造影數據以重建 3D 影像，這些可作為本所未來發展方向之參考。
- (三)現今大部分於機場或港口之行李掃描仍使用平面 2 維 X 光造影，但有著各物品之影像相互重疊，有時難以辨別的缺點。若要得到 3 維影像，需採用 CT 掃描的方式，但造影與影像重建所花費的時間必須在可容許的範圍內。本所目前亦積極發展影像重建加速技術，未來可與奈米碳管 X 光源陣列技術相互搭配，縮短 CT 影像重建所花費的時間。

五、附 圖



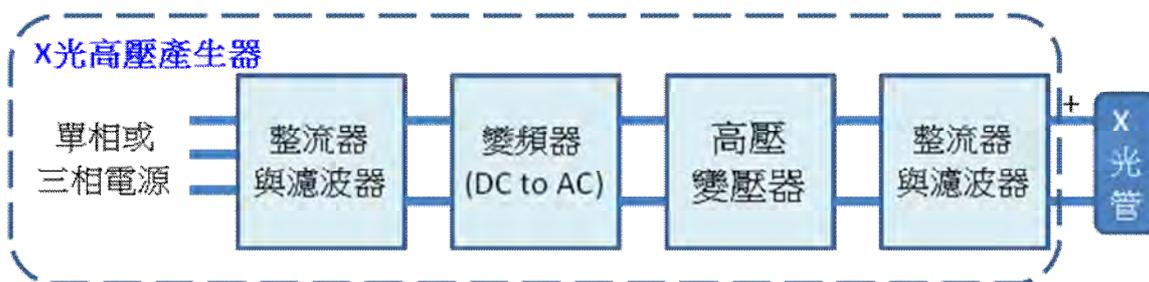
圖一、參加加拿大 CPI 公司課程，與講師與來自各國之學員合影



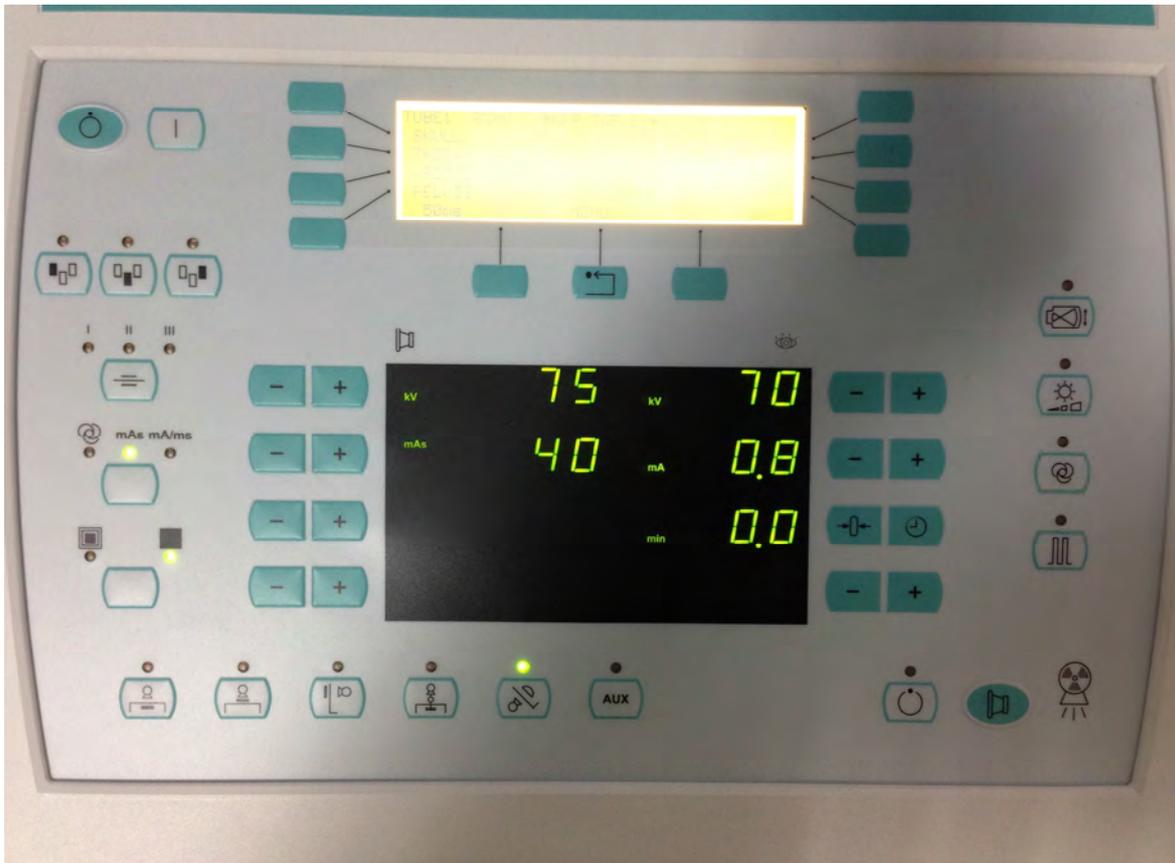
圖二、CPI 公司於入口處黑板上歡迎此次參與訓練的學員



圖三、講師於課程中示範 X 光高壓產生器之操作



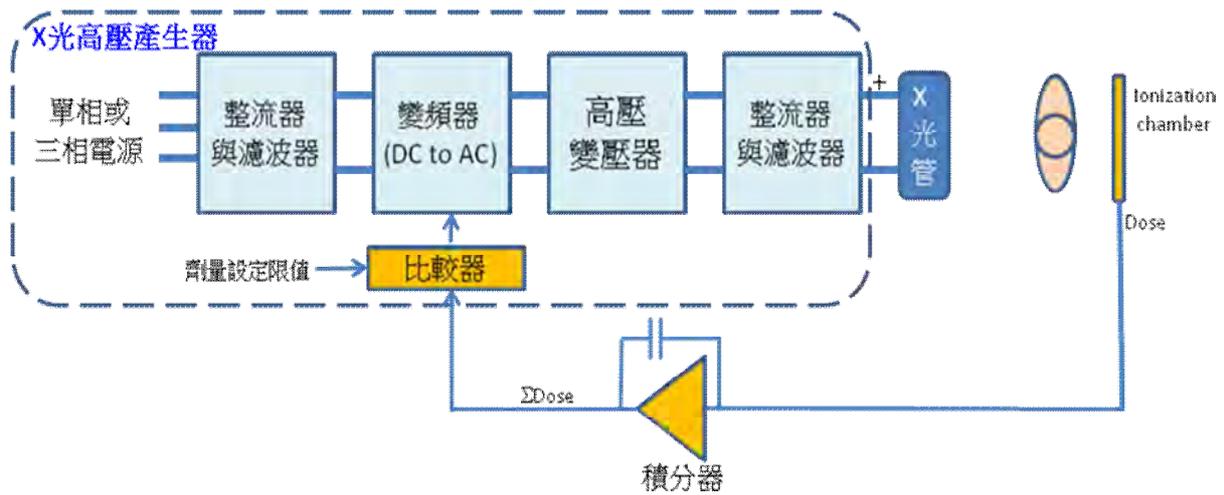
圖四、X 光高壓產生器簡易內部運作流程圖



圖五、X 光高壓產生器之操控台



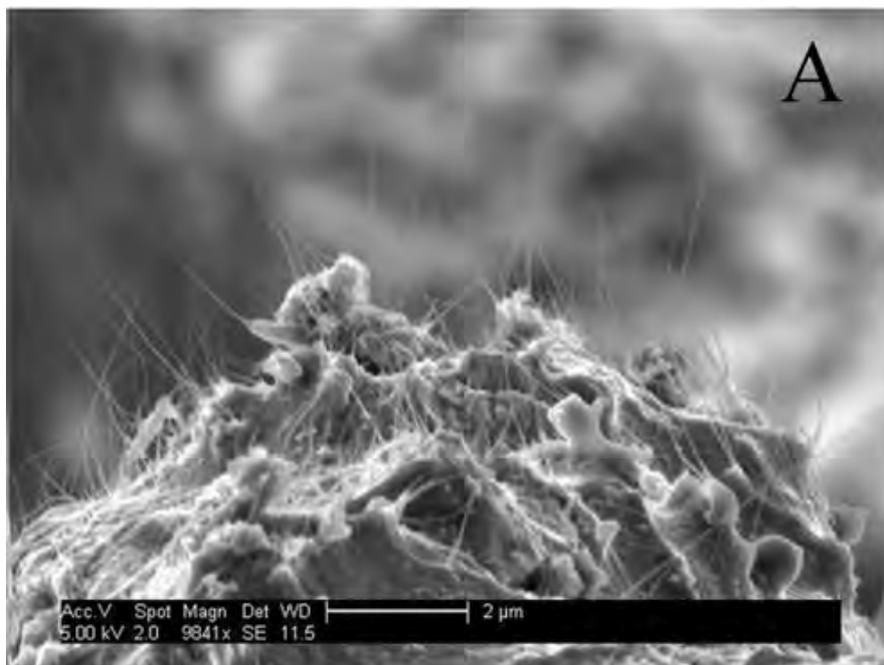
圖六、X 光高壓產生器之兩段式手持開關



圖七、AEC 裝置之簡易運作流程圖



圖八、劑量面積乘積量測結果可顯示於 X 光高壓產生器操控台之屏幕



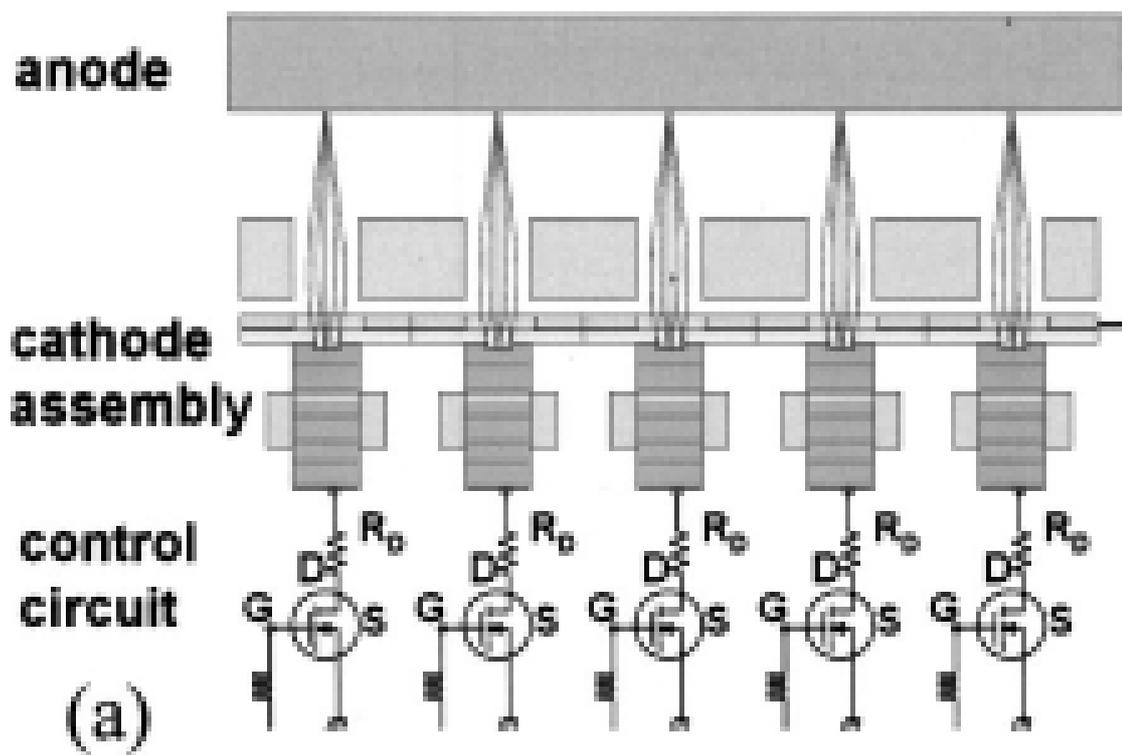
圖九、作為 X 光源陰極材料之奈米碳管在掃描式電子顯微鏡下之照片



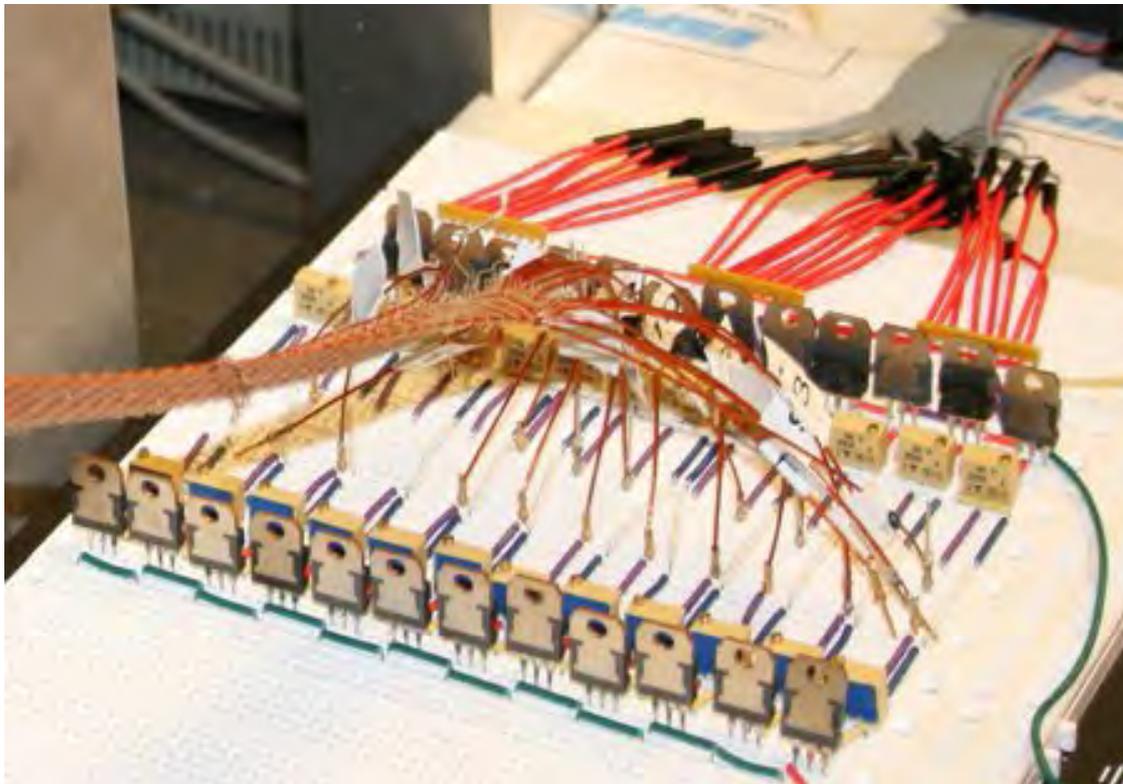
圖十、北卡羅萊納大學之校園圖



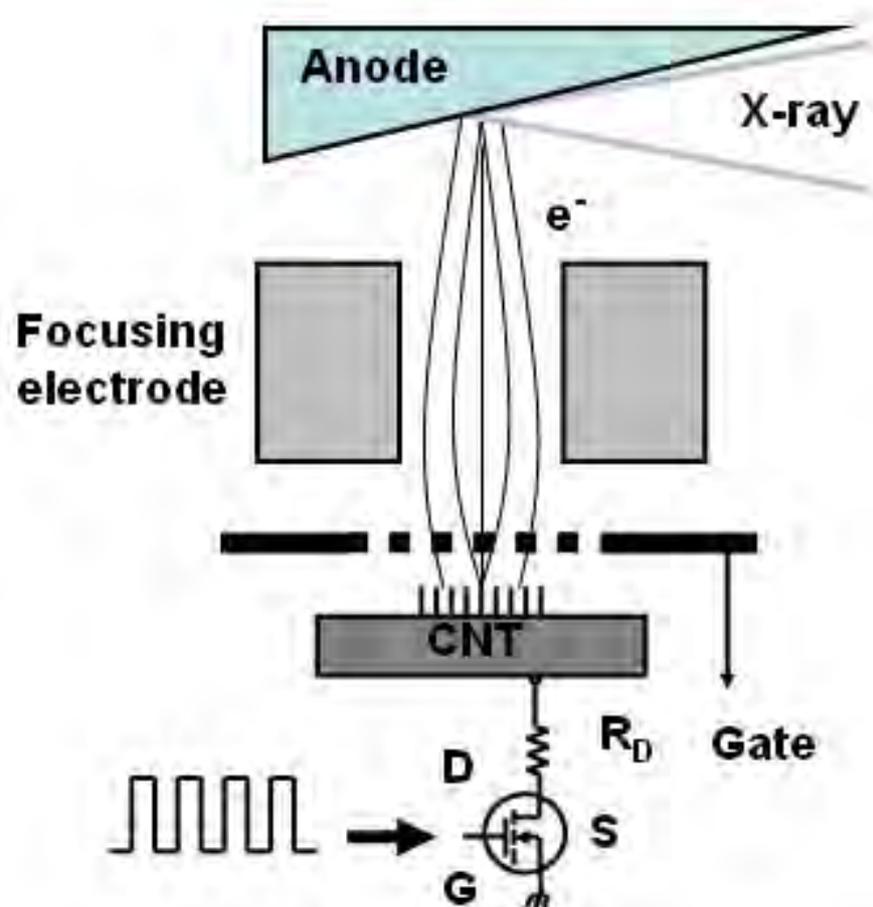
圖十一、與 Zhou lab at the University of North Carolina 總計畫主持人 Prof. Zhou 合影



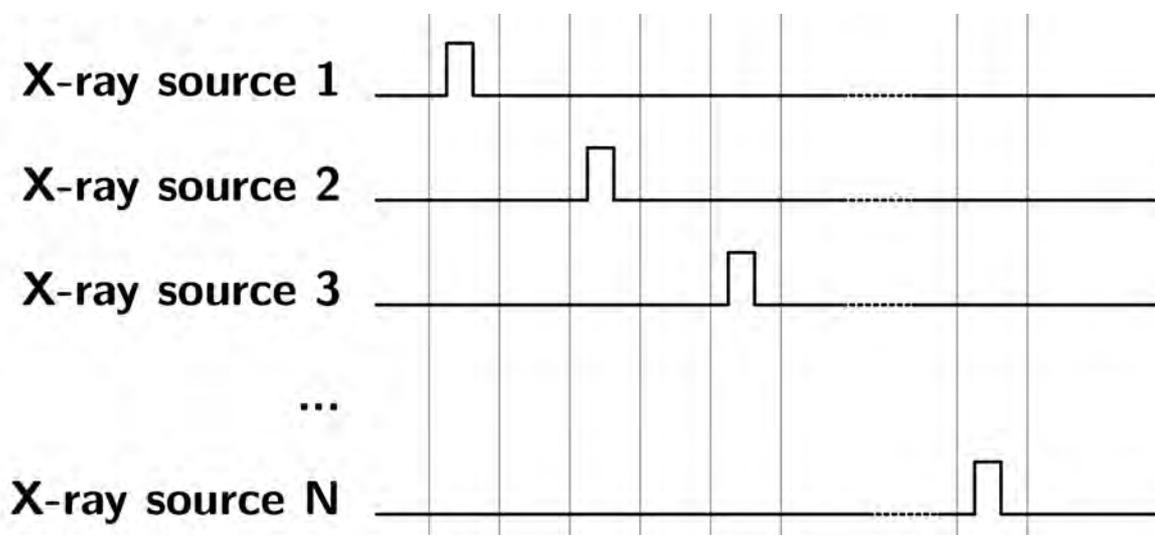
圖十二、陣列式奈米碳管 X 光源之架構圖



圖十三、Zhou lab 於實驗室使用之陣列式奈米碳管 X 光源控制電路



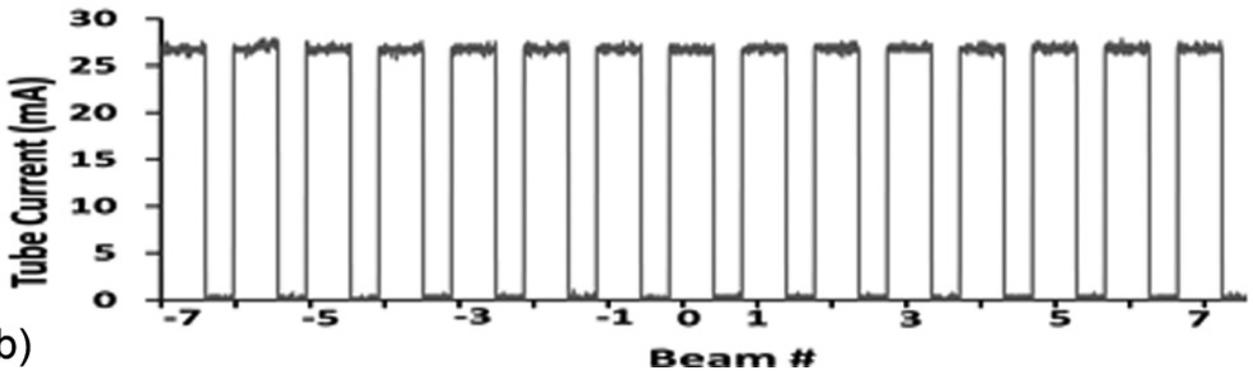
圖十四、使用 TTL 數位信號來控制 X 光之發射



圖十五、奈米碳管 X 光源陣列中各個射源接續發射之時序圖

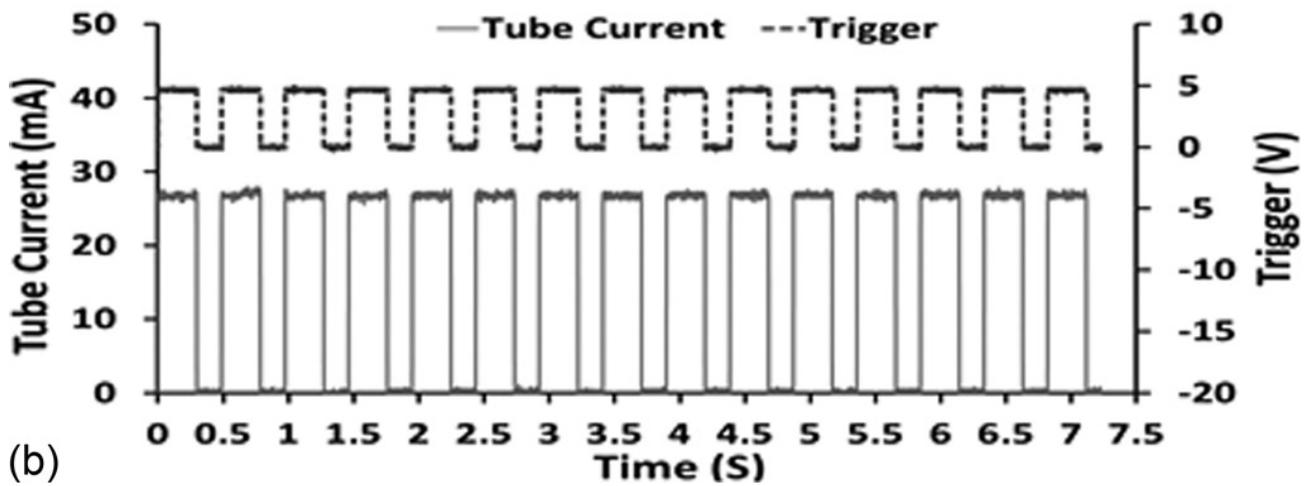


(a)



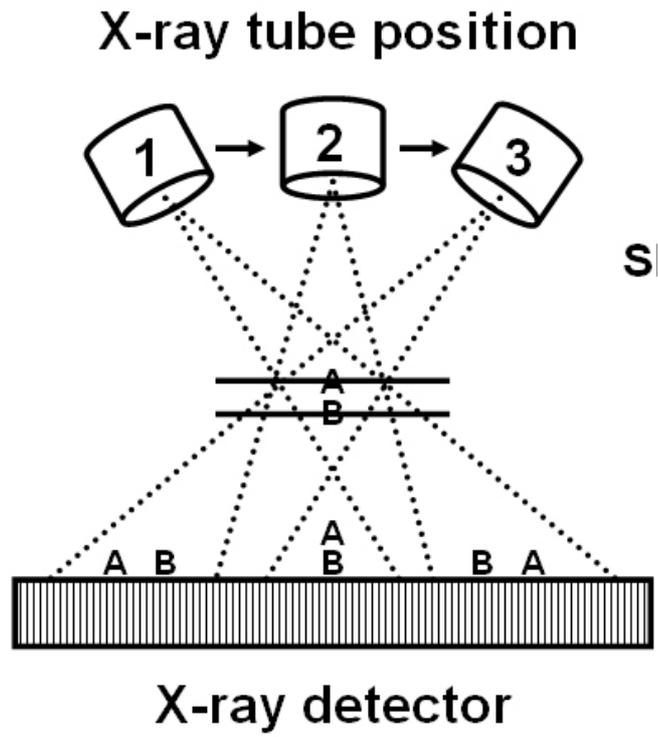
(b)

圖十六、各個 X 光源施加不同的 gate 電壓(上)，來使各光源的管電流達到一致(下)。



(b)

圖十七、X 光源觸發信號與管電流的關係



圖十八、傳統 X 光源在多角度造影時必須以機械移動的方式來移動 X 光管

六、參考文獻

- (一) E. Gidcumb et al., "Carbon nanotube electron field emitters for x-ray imaging of human breast cancer," 2014 Nanotechnology 25 245704.
- (二) X. Qian et al., "High resolution stationary digital breast tomosynthesis using distributed carbon nanotube x-ray source array," Med. Phys. 39 (4), 2090-2099 (2012).
- (三) R. Peng et al., "Stationary micro-CT scanner using a distributed multi-beam field emission x-ray source: a feasibility study," Proc. of SPIE Vol. 7258 725847 (2009).