

行政院國家科學委員會補助
大專學生研究計畫研究成果報告

* *****
* 計 畫
* : 新建區域醫院核子醫學部門之環境輻射測量
* 名 稱
* *****

執行計畫學生： 蔡思佳
學生計畫編號： NSC 101-2815-C-040-021-E
研究期間： 101年07月01日至102年02月28日止，計8個月
指導教授： 高潘福

處理方式： 本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2年後可公開查詢

執行單位： 中山醫學大學醫學系

中華民國 102年03月25日

新建區域醫院核子醫學部門之環境輻射測量

(一)摘要

林新醫院核子醫學部門成立於 2010年，並且於 2009 年十月使用新儀器，PET/CT (Positron emission tomography/computed tomography) 與 SPECT (Single-photon emission computed tomography)，由於使用此兩種儀器檢查下所造成之環境輻射的資料卻乏，因此本計畫針對台中市新建兩年餘之林新醫院核子醫學科之環境輻射進行測量，評估並探討新建區域醫院林新醫院核醫科內在 PET/CT 與 SPECT 儀器的檢查下所造成的輻射量，並藉由此實驗結果作為林新醫院核子醫學科內工作人員及患者的輻射劑量評估。本計畫使用準確性、靈敏度校正誤差在 10% 以內的熱發光劑量計(Thermoluminescent dosimeter) TLD-100H，利用二維空間分布，佈點於林新醫院核醫科為期一個月的環境輻射背景測量。實驗結果顯示林新醫院核子醫學科內的等候室、注射室以及PET/CT室內輻射劑量有顯著的變化，佈點當月台中市的背景值為 0.13 ± 0.03 mSv 至 0.16 ± 0.03 mSv，等候室所測得之劑量為 0.62 ± 0.10 mSv/mo，注射室及 PET/CT 室則分別為 1.92 ± 0.29 mSv/mo、 4.12 ± 0.62 mSv/mo，而在林新醫院核醫科內其他地點的輻射劑量範圍在 0.13 ± 0.02 mSv/mo 到 0.21 ± 0.03 mSv/mo 之間。這些初步的實驗數據顯示醫院裡的工作人員，所接受到的輻射劑量值是在可接受的限制內的，遠低於工作人員的職業暴露限制以及ICRP 60所推薦的劑量限度。

關鍵詞：熱發光劑量計、核子醫學部門、環境輻射

(二)前言

惡性腫瘤可以說是國人的健康殺手，在國內也引進各種醫療精密的儀器來進行病灶檢查與治療。核子醫學科就是利用放射性同位素標記藥物(統稱核醫藥物)，將藥物施打病患身上，並藉由能夠偵測放射性藥物的儀器對人類疾病做診斷、研究或治療的醫學專科。近年來由於造影設備、電腦、放射性製藥等多方面迅速的發展，而使核子醫學有長足的進步，在醫學的臨床與研究應用上更加廣泛。

林新醫院核醫科成立於2010年，並設置在醫院的地下一樓，所使用的檢查儀器為PET/CT (BioGraphy 16 Siemens, TN, USA)與SPECT (Symbia T, Siemens,

Illinois, USA), 相關工作人員一共有八位, 包括醫師、護士及放射師。

PET/CT (Positron emission tomography/computed tomography) 結合了正子放射斷層攝影 (Positron emission tomography, PET) 與電腦斷層掃描 (Computed tomography, CT), 能利用CT所產生的X射線得到解剖學影像資訊, 再加上PET利用偵測能發射正子的同位素所產生的互毀光子(γ 射線, 能量為511keV)而得到的生理學影像資訊, 藉由影像融合的技術, 將生理學及解剖學影像資訊正確對位, 進而提供人類疾病正確的病灶區以利疾病的診斷及治療, 因此PET/CT是一項非常好的檢查儀器, 但輻射劑量卻也是放射性藥物產生的 γ 射線以及CT儀器所產生的X射線的相加。目前在本科最常使用的正子同位素藥物是去氧葡萄糖 (Fluorodeoxyglucose) ^{18}F -FDG (2-deoxy-2- ^{18}F fluoro-d-glucose), ^{18}F -FDG 會發射出正子並產生511keV高能量互毀光子。一般病患在給予藥物後需在無聲光刺激的環境下休息約一小時才能進行PET/CT造影, 目的是為了讓患者肌肉的葡萄糖攝取率(背景值)降低, 提高病灶區與背景值的影像對比度, 避免影響診斷。而PET/CT 檢查通常進行兩次掃描, 第二次掃描稱為延遲相的造影, 用來與第一次造影的結果做比較, 以利提供更多的診斷資料。由於患者進行此項檢查不僅接受到 γ 射線的劑量, 亦接收到X輻射線, 再加上通常進行兩次造影, 因此患者會接受到大量的輻射。

SPECT (Single-photon emission computed tomography, SPECT) 是使用會發射單一光子(photon)的同位素如: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 、 ^{123}I 來標誌放射藥物, 並藉由檢查時偵測光子訊號(γ 射線)來取得生理學影像資訊, 常用的檢查藥物為 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -methylene diphosphate ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP)。在進行SPECT 掃描前, 同樣也會讓患者在藥物施打後等待一段時間, 待藥物沉積再進行造影。進行SPECT造影時, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP會發射出140keV能量的光子, 造成輻射暴露。

如同上述所說的, 不管是施打放射性藥物時、身上帶有放射性藥物的病患, 或者是在做 PET/CT 及 SPECT 造影時, 皆會產生大量的輻射, 因此病患及工作人員等會接受到大量的輻射暴露, 造成輻射安全問題, 因此對於核子醫學科內的工作人員本身的輻射安全需加以防護以符合 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 的原則。

故本論文以工作人員的輻射安全為研究目的, 在核子醫學科內進行環境背景輻射測量, 以得知工作範圍的輻射劑量變化, 有助於輻射工作人員及定期維修人員的輻射防護, 來擬定最適化的安排, 做確實的保護。

(三)文獻回顧與探討

本計畫進行與文獻都是屬於空間劑量評估{1}，對於中山醫大附設醫院的迴旋加速器與本計畫在林新醫院核子醫學科，同樣都是利用TLD 檢驗對一個空間做評估，文獻進行校正場的輻射均勻性等特性進行觀察{1}，本計畫則是對核子醫學科周圍進行環境輻射評估，另外得到數值進行統計分析解釋說明{3}。

(四)材料與方法

林新醫院為臺灣台中市內一新建醫院，其核子醫學部門成立於2010年，使用的檢查儀器PET/CT與SPECT均設置在地下一樓的核子醫學科內，並於2009年十月開始運作。此外，放射腫瘤科(距核子醫學科10公尺)新運作之直線加速器(linear particle accelerator ,linac)位於地下三樓。由於環境輻射的資料缺乏，故本實驗探討林新醫院核醫科環境輻射量並進一步討論評估。

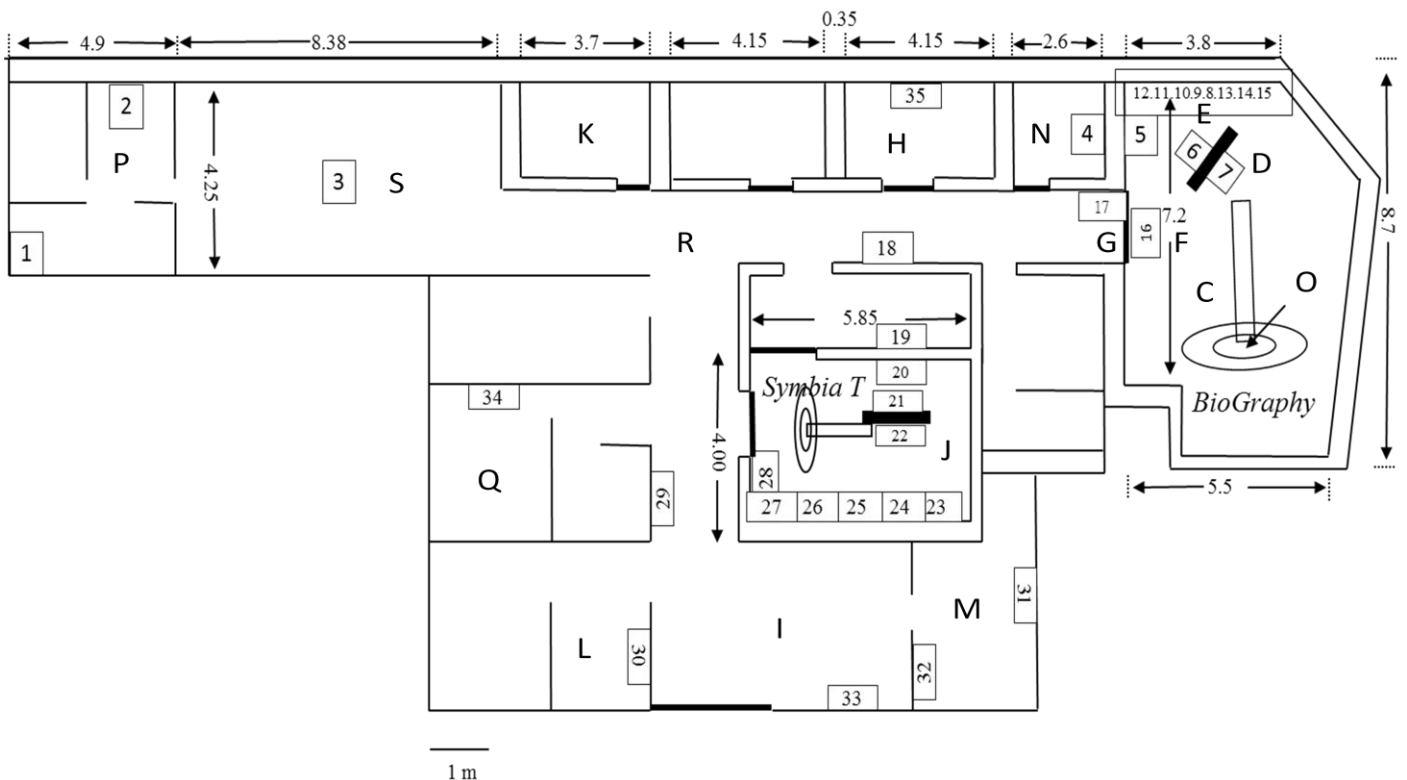


圖1:林新醫院核子醫學科作業場所TLD佈點配置平面圖

圖1為林新醫院核子醫學科作業場所TLD佈點配置平面圖，林新醫院核子醫學科外圍為土方，土方之外無建築物；SPECT造影室(J)周圍為30公分厚的水泥牆，而在電腦控制室與SPECT造影室(J)之間還隔著3釐米的鉛屏風；PET/CT檢查室(C-F)周圍是35公分厚的水泥牆與5釐米的鉛作區隔，與控制室(N)之間有一5釐米厚的鉛玻璃，另外此檢查室內還有一3釐米的鉛屏風；而在攝取室(K)及注射室(H)的周圍是以35公分厚的水泥做阻隔；櫃檯(L)旁的牆壁、門診室(M)與候診區(I)之間以30公分厚的水泥牆及 3 釐米鉛板阻隔；除了以上有敘述的之外，林新醫院核醫科內其餘的牆壁皆以30公分厚水泥建成，樓與樓之間的天花板與地面是以40公分厚水泥建成。

在過去三十年間，因為熱發光劑量計(TLD)能夠測得並累積輻射劑量，因此TLD 是環境輻射偵測上最常使用的工具，故本實驗利用 TLD-100H (LiF:Mg, Cu,P) 進行輻射劑量度量。氟化鋰系列之 TLD 包括 TLD-100H、TLD-600 及 TLD-700 三種，分別為加入的活化雜質不同的氟化鋰系列TLD，具有高靈敏度之特性，大小為 0.9 mm×3.2 mm×3.2 mm，較適合用來作為低劑量之度量工具，因其經輻射激發電子後，電子將被電子陷阱捕獲，而保存在TLD 中，計讀時經過加熱而產生熱發光電子，經光電倍增管轉換成光電子，最後經計讀一得到電量(nC)讀值，再藉由校正方程式做電量與劑量的轉換得知該輻射劑量。本計畫於林新醫院核醫科內以TLD-100H 佈點，計量核醫科內不同地方的輻射劑量。為了精確得知輻射劑量值，100 顆 TLD-100H，經由清華大學原科中心同位素組的輻射偵檢校正實驗室，以Co-60 標準射源作為校正工具，進行品質選擇與校正，並取得校正方程式。圖2即為清華大學⁶⁰Co照射轉盤。

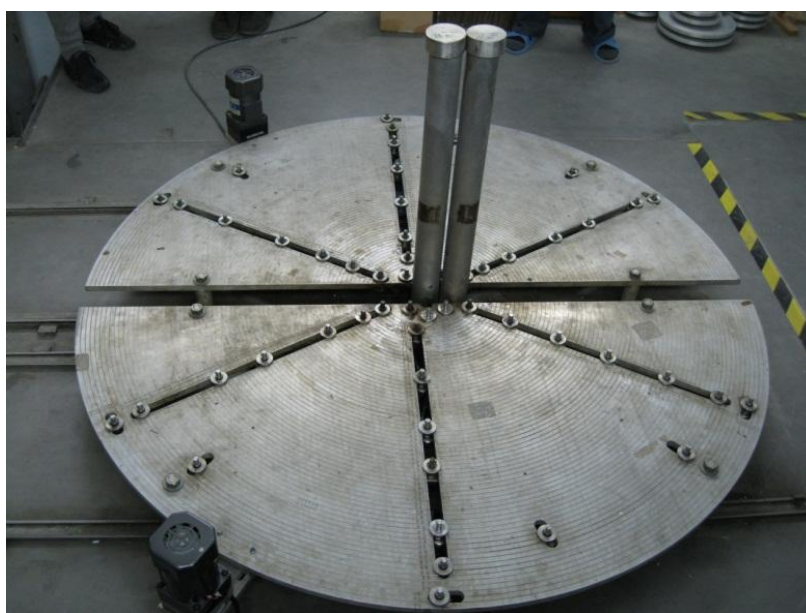


圖2: 清華大學⁶⁰Co照射轉盤

清華大學Co-60 照射場，具有兩支Co-60 射源棒(兩者強度比約為30)，其射源強度在剛置入時(1996年7月)為1000Ci，現已衰減至138.5 Ci，射源為地下乾式儲存，可以分別以氣體方式升降，具有照射轉盤(如圖2)，轉盤上刻有等劑量曲線並具有自轉之轉子，經由不同的射源升降及樣品於不同等劑量曲線上的放置，照射樣品可接受 5kGy/h 至 1Gy/h 間的劑量率暴露，而得到精確的照射劑量。

圖3為TLD經過校正後所得出的方程式， $Y(\text{劑量, mSv}) = -0.27078 + 0.00357 * X$ (電量, nC)且 R^2 值為0.99618。使用回火爐將TLD-100H回火後，將未使用過的TLD-100H 挑選準確性、靈敏度校正誤差在10%以內的TLD-100H 進行實驗。

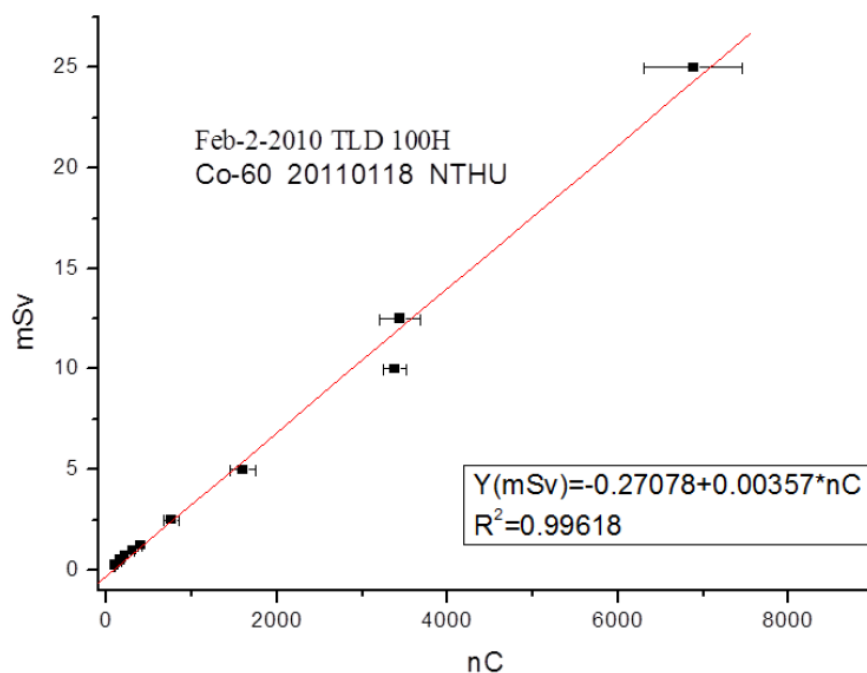


圖3: 圖2:電量(nC)與劑量(mSv)的校正曲線與校正確方程式

本實驗挑選 74 顆 TLD-100H，2 顆裝成一袋，共有 37 袋 TLD-100H，利用二維空間分布，佈下 37 袋的 TLD-100H (每一袋有兩顆 TLD-100H 當為加權平均用)，為期一個月的佈點偵測。其中 35 袋佈點於林新醫院核子醫學科做為背景輻射偵測，佈點圖如圖 1，其中在 PET/CT 室第 8~15 袋 TLD 與 SPECT 室的第 23~28 袋 TLD 分別間隔 0.5 公尺，且每袋 TLD 均設置於離地高 1 公尺處的牆面，另外 2 袋分別設置在林新醫院核醫科的主任家 (台中市背景值 A) 及組長家 (台中市背景值 B)，分別距離林新醫院一公里與十公里處，為一般背景輻射測量，可與實驗結果互相驗證。表 1 為 TLD 佈點處。

- | | |
|----------------------------|----------------------|
| 1. 工作人員洗手間(背景) | 19. SPECT 控制室 (鉛玻璃) |
| 2. RIA(γ -counter) | 20. SPECT 室 (鉛玻璃) |
| 3. RIA(操作台) | 21. SPECT (鉛屏風後方) |
| 4. PET 控制室 (鉛玻璃) | 22. SPECT (鉛屏風前方) |
| 5. PET 室 (鉛玻璃) | 23. SPECT (牆面) |
| 6. PET (鉛屏風後方) | 24. SPECT (牆面) |
| 7. PET (鉛屏風前方) | 25. SPECT (牆面) |
| 8. PET (牆面) | 26. SPECT (牆面) |
| 9. PET (牆面) | 27. SPECT (牆面) |
| 10. PET (牆面) | 28. SPECT (牆面) |
| 11. PET (牆面) | 29. SPECT 走道 |
| 12. PET (牆面) | 30. 櫃台 |
| 13. PET (牆面) | 31. 報告室兼診間(報告區) |
| 14. PET (牆面) | 32. 報告室兼診間(白板區) |
| 15. PET (牆面) | 33. 病患候診區(座椅區) |
| 16. PET (門上) | 34. SPECT 注射室(注射椅牆面) |
| 17. PET (門後、走道) | 35. 注射室二 (病床) |
| 18. PET 走道 | 36 & 37. 台中市背景值 |

表 1:TLD 佈點處

佈點當月共有 107 為患者進行檢查，其中有 32 位患者接受了 10 mCi 的 ^{18}F -FDG，47 位病患接受了 20 mCi 的 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP，18 位患者接受了 3mCi 的 ^{201}Tl ，10位患者接受了 3至5mCi 的 ^{67}Ga 。一般注射藥物所需要的時間約為30秒至60秒，而在進行 PET/CT 掃描前，注射完 ^{18}F -FDG 藥物的患者須先至等候室(H)等候60分鐘，待藥物吸收並在掃描前解尿，因 ^{18}F -FDG 是經由泌尿系統代謝，解尿可避免膀胱附近的病灶被阻擋。通常 PET/CT 的掃描時間約為30分鐘，且多數患者依需要必須在第一次掃描完後30分鐘加做延遲像的掃描，掃描完後病患即可離開核醫科。

另外，注射 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP 藥物的患者在進行 SPECT 掃描前需在注射室(Q)等候兩小時待藥物吸收後再解尿，才可進行 SPECT 造影，一般掃描時間約為 30 分鐘。而注射 ^{201}Tl 藥物進行 SPECT 心臟造影時，藥物注射完後即立刻進行 SPECT 掃描，掃描完後需等候約 30 分鐘才可離開核醫科，患者離開後 3 小時需

再回到核醫科進行心臟休息態的掃描，掃描完成檢查即結束。而每位病患在與醫生會診前(門診室，M)都需至候診區(I)等候會診。

經過一個月佈點後，再將37袋 TLD-100H 取回，利用熱發光劑量劑計讀儀 (TLD reader) 進行計讀，本實驗所用之計讀儀為美國 HARSHAW公司出產的 Model 3500 TLD 計讀儀(如圖4)。



圖4: HARSHAW 13500 TLD Reader

利用熱電耦極反饋電路控制加熱板加熱 TLD-100H 使其產生熱發光，經過一光學濾片過濾訊號，經由計讀儀內建的光電倍增管與放大器裝置，配合內建 WinREMS 軟體得到輝光曲線 (glow curve)，並選取目標區域 (region of interest, ROI)，分為 ROI 1、ROI 2、ROI 3 及ROI 4，為了提高計讀的精確性，本研究選擇以最穩定的 ROI 3 (如圖5) 當作主要計讀，最後再配合校正方程式做電量與劑量的換算得到實驗結果。

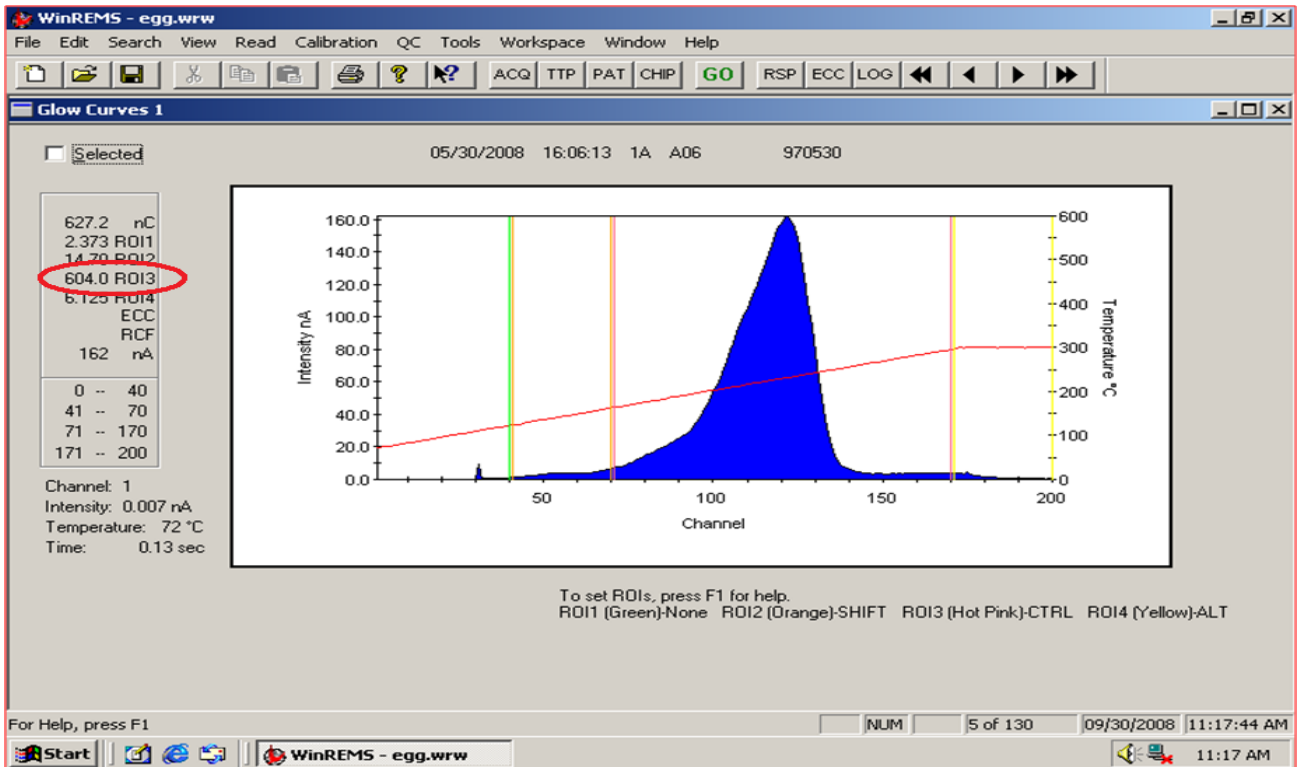


圖5： WinREMS 系統得到的輝光曲線

之後此回收並經過計讀儀計讀的 TLD-100H 要需進行迴火的手續，圖6 為 Furnace 47900 型加熱爐，TLD-100H 需加熱240度十分鐘藉以消除殘留的背景值，以做為下次實驗用。



圖6： Thermolyne Furnace 47900

在劑量演算上，得到的計讀數據分析可以經由單尾法之最小可測值判斷{2}，對於在核子醫學科內各地點得到的 TLD 劑量值以下圖7 表示最小可偵測的輻射劑量。

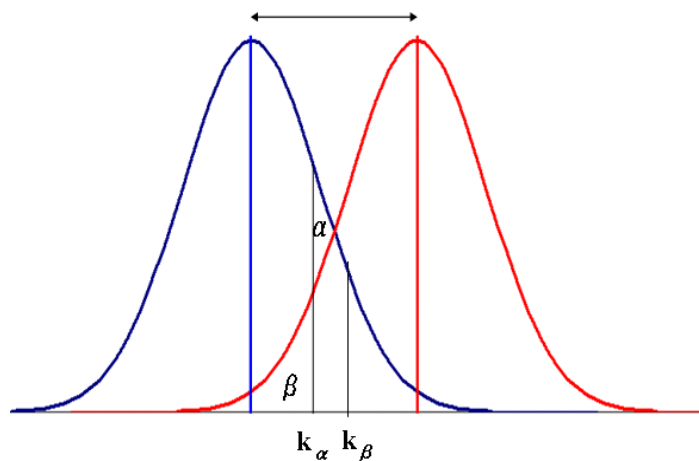


圖7：最小可偵測的輻射劑量

核子醫學科量測的輻射劑量（每袋兩個TLD的平均電量），如圖8中表示由背景輻射 (Background, B) 之劑量值下，得到一個單尾面積 α ，可以由圖8 的樣本 (Sample, S)下，得到一個單尾面積 β ，在整個數據判斷中，得到 α 值會取得的不同信賴區間，最小可偵測輻射劑量公式，來評估由每TLD 監測這個月，各布點的環境輻射與背景輻射在統計偏差上是否有顯著上的不同(significant difference)，如下式：

$$\Delta_{nt} = \sqrt{B} \left(k_{\alpha} + \frac{k_{\beta}^2}{2\sqrt{B}} + k_{\beta} \sqrt{1 + \frac{k_{\alpha}}{\sqrt{B}} + \frac{k_{\beta}^2}{4B}} \right) \dots\dots (1)$$

上式中 Δ_{nt} 表示每一袋佈值 TLD 的淨電量(nC)，此值可由 1 式計算出，其中 k_{α} 表示背景輻射的標準誤差， k_{β} 表示樣本的輻射劑量的標準誤差，並取 95%信賴區。

(五)結果與討論

由3月8日到4月9日於林新醫院核醫科進行 TLD 的佈點後，將 TLD 收回進行計讀，經過換算之後測得輻射劑量。在數據分析處理中，以 Almgren 等人的背景值加上三倍標準差當做有意義的最小可測輻射劑量(Lowest detectable dose, LDD)。經由本實驗此次數據結果，可以發現在 PET/CT 室、注射室，以及等候室皆測量到較高的輻射劑量值，分別為 4.12 ± 0.62 mSv/mo、 1.92 ± 0.29 mSv/mo、 0.62 ± 0.10 mSv/mo；而主任室及組長室背景值分別為 0.13 ± 0.03 mSv/mo 到 0.16 ± 0.03 mSv/mo，除了上述三個地方有測量到較明顯的輻射劑量外，核醫科內的其他佈點所測得的輻射值均在背景值的範圍內，包括圖1中的櫃台(L)、門診室(M)、攝取室(K)、控制室(N)、計數室(P)、走廊(R)，以及放射免疫分析室(S)，測得之輻射值範圍在 0.13 ± 0.02 mSv/mo 到 0.19 ± 0.03 mSv/mo；此外，SPECT 室所測量的輻射值為 0.21 ± 0.03 mSv/mo，亦在最小可測輻射劑量的三倍內。表2為當月林新醫院核醫科所測得之輻射量結果。

地點	輻射劑量	地點	輻射劑量
台中(背景值 A)	0.16 ± 0.03	SPECT 室(J)	0.21 ± 0.03
台中(背景值 B)	0.13 ± 0.03	攝取室(K)	0.19 ± 0.03
PET/CT 室(C)	4.12 ± 0.62	櫃台(L)	0.16 ± 0.04
鉛玻璃前(D)	1.84 ± 0.31	門診室(M)	0.15 ± 0.03
鉛玻璃後(E)	0.46 ± 0.07	控制室(N)	0.15 ± 0.02
PET/CT 室門內(F)	1.70 ± 0.22	計數室(P)	0.14 ± 0.03
PET/CT 室門外(G)	0.16 ± 0.04	注射室(Q)	0.14 ± 0.02
注射室(H)	1.92 ± 0.29	走廊(R)	0.13 ± 0.02
等候室(I)	0.62 ± 0.10	放射免疫分析室(S)	0.13 ± 0.02

表2：當月林新醫院核醫科輻射劑量(輻射劑量單位為mSv/mo)

由實驗所得之數據結果得知，於 PET/CT 室測量之最高的輻射劑量值，而在注射室及等候室也測量到較高的輻射劑量值，因此，可以推測出林新核醫科的環境背景輻射，主要導因於 PET/CT 進行病人檢查時所產生的額外輻射暴露，與身上帶有放射性藥物的病患。 $^{18}\text{F-FDG}$ 藥物在進行 PET/CT 掃描時，會因正子互毀而產生高能輻射，能量為 511keV，有此可得知相關人員或維修人員在

PET/CT 運作時必須非常小心地避免曝露於輻射中。而在 SPECT 室內與其他地方所量到的輻射劑量值範圍在 0.13~0.21 mSv/mo，輻射量相對不高，在背景值的範圍內，導因於 $^{99m}\text{Tc-MDP}$ 及其他藥物的低能輻射。

此外，從數據中還得知 PTC/CT 室內的鉛玻璃前所量到的劑量值為 1.84 ± 0.31 mSv/mo，而鉛玻璃後所量到的劑量值為 0.46 ± 0.07 mSv/mo，可以得到鉛玻璃的阻擋能力為4.0倍，顯示鉛玻璃發揮了明顯的阻擋作用。同樣地，從實驗結果也可發現，在 PET/CT 室控制門內量到的劑量值為 1.70 ± 0.22 mSv/mo，而在控制門外為 0.16 ± 0.04 mSv/mo，同樣顯示了控制門發揮了有效的阻擋作用，阻擋效果為10.6倍，減少 PET/CT 室外的輻射劑量到與背景值相當。

較高的輻射劑量來源導因於身上帶有放射性藥物 $^{18}\text{F-FDG}$ 的病患以及 PET/CT 儀器，因為在櫃檯(L)與放射免疫分析實驗室(S)所測量到的低輻射劑量接近於環境輻射背景值，這些地方距離PET/CT較遠。這些數據與經由TLD -100 所測到背景輻射由0.07至0.15 $\mu\text{Sv/h}$ ，與阿根廷、巴西的核工研究所、西班牙、位於中國海南部的太平島、中華民國台灣台中及瑞典西部的低濃度天然核種地區具有相同的一致性。這些數值均高於那些在印度南邊所測得的背景輻射值。

最後，實驗數據所測量到高劑量值的控制室(N)，即PET/CT 室與注射室的中央位置，量測到 0.15 ± 0.02 mSv/mo 的輻射值，假設一位放射師每天在控制室內工作八小時，那可以算出每一年放射師可能會接受到的輻射計量值為 $0.15 \text{ mSv/mo} \times 12 \text{ mo/yr} = 1.8 \text{ mSv}$ ，此劑量值遠小於 ICRP 60 報告的輻射工作人員職業暴露之劑量限度，顯示控制室的屏蔽對工作人員有相當大的防護 [ICRP60,1991]。

(六)結論

於林新醫院核子醫學科內為期一個月的環境輻射偵測中，所測量到的輻射劑量值範圍從 0.13 ± 0.02 到 $4.12 \pm 0.62 \text{ mSv mo}^{-1}$ 。除了PET/CT 室、注射室，以及等候室劑量值高於背景值，其餘地點的輻射劑量值均在背景值範圍內，顯示輻射劑量值導因於PET/CT 在做病人檢查時所產生輻射散逸，與身上帶有放射性藥物的病患，工作人員應盡量與患者保持一定距離、縮短接觸時間，避免接受到額外的輻射劑量。對於 PET/CT 與 SPECT 這些新儀器所造成的輻射劑量顯然是非常微量的，因本實驗所測量到的輻射劑量接近於台中市的輻射背景值。這些初步的實驗數據顯示醫院裡的工作人員，所接受到的輻射劑量值是在可接受的限制內的，遠低於工作人員的職業暴露限制以及ICRP 60所推薦的劑量限度。

(七)致謝

本實驗感謝林新醫院核子醫學科同仁在學術研究上的支持與合作，使得本實驗得以順利完成，特此致謝。

(八)參考文獻

1. 陳俊勛、林定邦、陳健懿、柯敏君、李瑞萍、劉文山、張賴昇平、林傑彬，
中華放射線技術學雜誌 C J Radiologic Tech 2010;34(2):95-100
2. Chen CY, Chang PJ, Changlai SP, Pan LP (2007) J Radiat Res 48:485
3. Taam IH, Rosa LAR, da Crispim VR (2008) Appl Radiat Isot 66:1229
4. Dalianis K, Malamitsi J, Gogou L, Pagou M, Efthimiadou R, Andreou J, Louizi A, Georgiou E (2006) J Nucl Instr Meth Phys Res 569:548
5. Chung C, Chen CY, Wei YY, Hsu CN (1995) J Radioanal Nucl Chem 194(2):291
6. Chung C, Pan LK, Yeh CS, Tsai CM (1986) Nucl Chem Waste Manag 6:183
7. Changlai SP, Tsai HH, Tsai SC, Chen HP, Chang CL, Yao YH, Chen CY (2011) J Radioanal Nucl Chem DOI 10.1007/s10967-011-1376-4
8. ICRP (1990) ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21