

行政院原子能委員會 委託研究計畫研究報告

IMRT 輸出劑量之評估驗證 委託研究計畫研究報告

計畫編號：942001INER026

受委託機關（構）：中華民國醫學物理學會

計畫主持人：葉健一

所內共同主持人：李振弘、林炯榆

報告日期：中華民國九十四年十一月三十日

目 錄

	頁次
一、中文摘要	2
二、英文摘要	3
三、計畫目的	4
四、計畫緣起	5
五、執行方法與進度說明	6
六、結論與建議	21
七、參考文獻	22

一、中文摘要

對於遠隔放射治療而言，強度調控放射治療(IMRT)是目前最新的放射治療技術，這種技術利用精確控制多葉片準直儀(MLC)及反算式電腦治療計畫系統的幫助，使得複雜而且數量很多的輻射照野得以在短時間內照射完成，如此一來就可以控制病人體內的劑量，讓需要高劑量的腫瘤部位得到更高的劑量，以提高控制率及減少臨近正常組織的傷害。因為IMRT讓病人腫瘤部位得到較以往放射治療更高的劑量，所以確認加速器輸出劑量將是執行醫療曝露品質保證計畫的重要工作項目，本計畫擬利用傳送假體及熱發光劑量計(TLD)等材料，進行多家醫院輸出劑量之驗證研究，期能建立一套簡便的劑量驗證方法，以提供主管單位稽核醫院IMRT醫療品質保證計畫的依據。

本計劃內容包含下列項目: 1) 建立 TLD 劑量系統的標準作業程序 2) 探討 TLD 劑量驗證不確定度 3) 研究假體在不同光子能量下的劑量轉換因子 4) 郵寄 TLD 技術的可行性評估.

關鍵字：強度調控放射治療、多葉片準直儀、傳送假體、熱發光劑量計

二、英文摘要

Intensity modulated radiation therapy (IMRT) is a new technique of external beam radiotherapy. With help from computer inverse planning and precise control of Multi-leaf collimator (MLC), a large number of small segmental fields can be delivered in a short time. The optimized dose distribution in patient also can be achieved. The high dose will be conformed to tumor to increase the tumor control probability and reduce the complication of normal tissue at the same time. Due to the possibility of escalation of the tumor dose by using IMRT technique, the accuracy of dose output from linear accelerator becomes the most import issue in routine quality assurance.

In this project, we will establish the mailed phantom and Thermoluminescent dosimeter (TLD) for the purpose of dose verification in hospital. We are planning to setup a simple dose verification system in order to audit the dose delivered by hospital. The contents of project will be following: 1) To standardize the procedure of dosimetry with TLD. 2) To evaluate the uncertainty of TLD dose verification. 3) To study the dose conversion factor of phantom in different photon energy. 4) To test the feasibility of mailed TLD.

Keywords : Intensity Modulation Radiotherapy, Multi-leaf collimator,
Mailed phantom, Thermoluminescent dosimeter

三、計畫目的

放射治療劑量需要有嚴格謹慎的品質保證作業，才能真正達到臨床癌症治療的目的。由於劑量給予的準確性攸關放射治療的成敗，目前國內尚無放射劑量的驗證系統與操作標準，僅靠各醫院自我制定。本計畫提出一套簡便的郵寄傳送劑量驗證方法，除可提供醫院進行強度調控放射治療(IMRT)之劑量驗證依據，並且可提供主管單位稽核醫院IMRT醫療品質保證計畫的參考，維持國內放射治療劑量品保的一致性。計畫執行項目如下：

- 1.建立TLD劑量系統的標準作業程序
- 2.探討TLD劑量驗證不確定度
- 3.研究假體在不同光子能量下的劑量轉換因子
- 4.郵寄TLD技術的可行性評估

四、計畫緣起

目前國內已有多家醫院相繼引進新的 IMRT 放射治療技術，也陸續建立相關的品保作業程序，而唯一不足之處就是如何驗證各醫院放射治療系統的劑量準確度。國外已有部份的國際組織或學術單位針對劑量系統的驗證提出執行建議，例如：國際原子能總署(IAEA)、歐洲放射治療腫瘤學會(ESTRO)、美國放射物理中心(RPC)等，這些單位均使用郵寄傳送 TLD 劑量系統進行放射治療劑量監測。因此，本計劃將探討 TLD 之計讀原理，研擬出標準作業程序，並研究建立郵寄傳送 TLD 之劑量評估方法，以確保國內放射治療劑量之驗證品質。

五、執行方法與進度說明

1. 建立 TLD 劑量系統的標準作業程序

本研究採用 LiF TLD-100 型之熱發光劑量計，利用多次的實驗經驗，歸納如下的 TLD 標準迴火程序及計讀程序：

TLD-100 的輝光曲線在室溫情況下，不同的尖峰的半生期分別為 5 分鐘、10 小時、0.5 年、7 年及 80 年，半生期愈長，則峰值愈穩定。為減少短半生期訊號的干擾，可經由迴火(Annealing)的程序將其移除。在 TLD 接受輻射照射前，先設定高溫烘箱溫度為 400℃，將 TLD 置入烘箱內加熱 1 小時後，再利用 100℃ 加熱 TLD 2 小時，以去除第一及第二個短半生期的所產生之尖峰，並降低對第三個尖峰的影響。當 TLD 接受輻射照射，在計讀發光訊號前，TLD 必須再次迴火，其條件則變為 100℃ 加熱 10 分鐘。由於本研究是利用自動化控制的 Rexon UL320 TLD 測讀儀，其在計讀 TLD 時之最佳加熱速率與計讀時間等讀取程序 (Reading process) 如圖 1 所示。

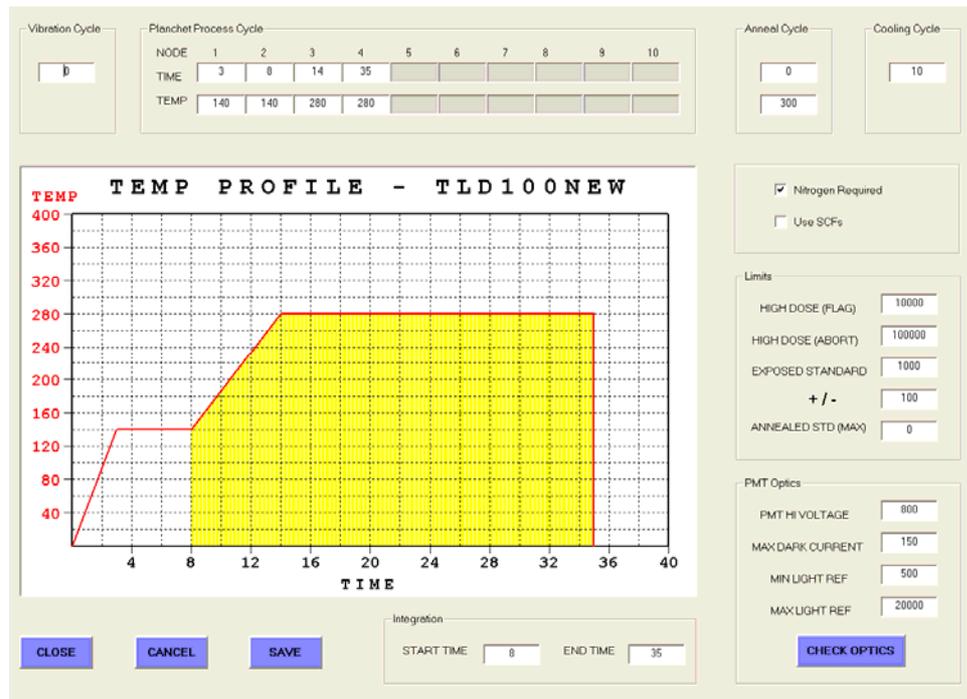


圖 1、LiF TLD-100 型熱發光劑量計讀取程序

圖 2~5 是利用上述標準作業程序篩選出來的 78 顆 TLD-100 所作的劑量特性測試結果，測試項目分別為輝光曲線再現性、劑量線性度與能量依持性。實驗顯示，各項測試結果均呈現良好的穩定度。此外，由於 TLD 在放射治療之高能 X 射線範圍內的能量依持性非常小，實驗過程中亦發現，若能有效控制 TLD 計讀過程的品質，就能得到良好的劑量線性度。

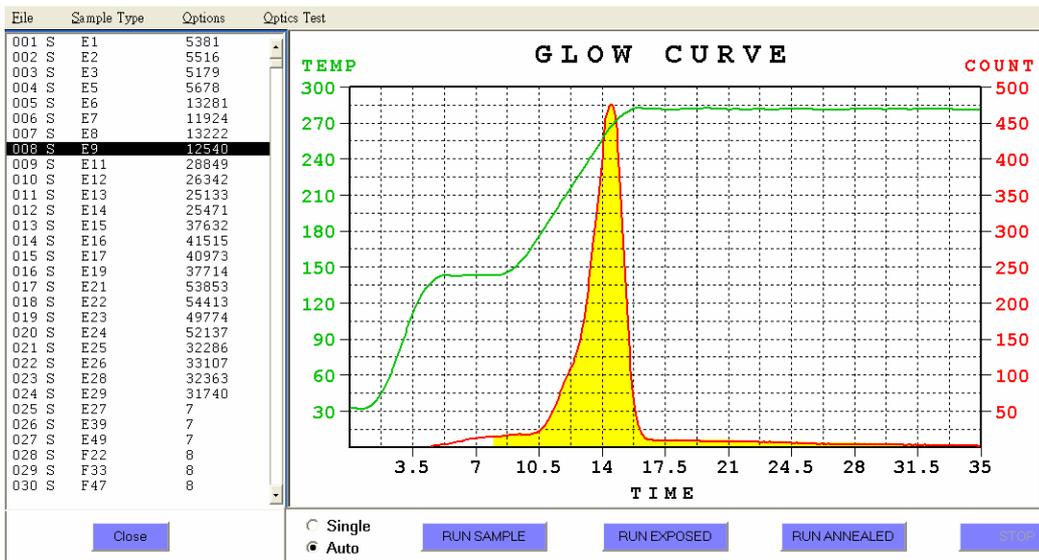


圖 2、LiF TLD-100 型熱發光劑量計輝光曲線再現性測試

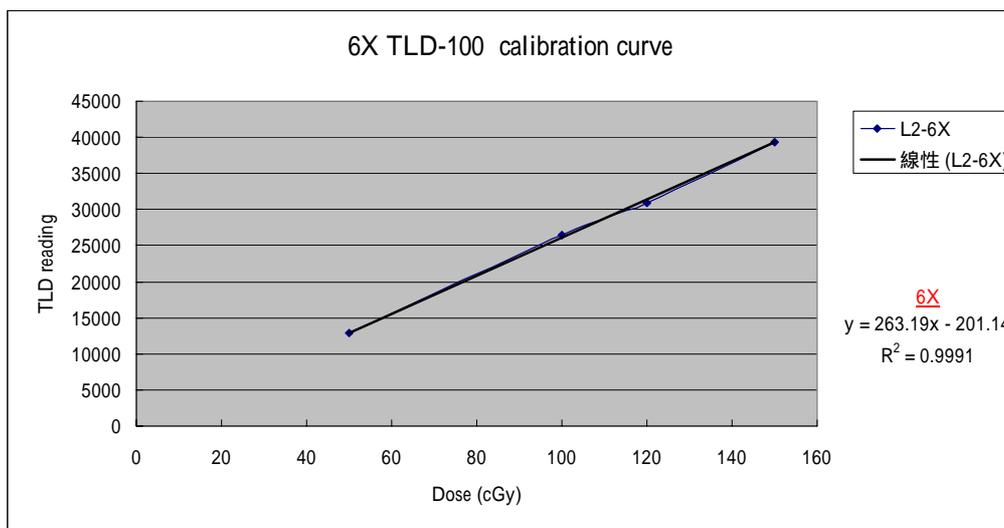


圖 3、TLD 在加速器 6 MV 光子射質下之劑量線性度曲線

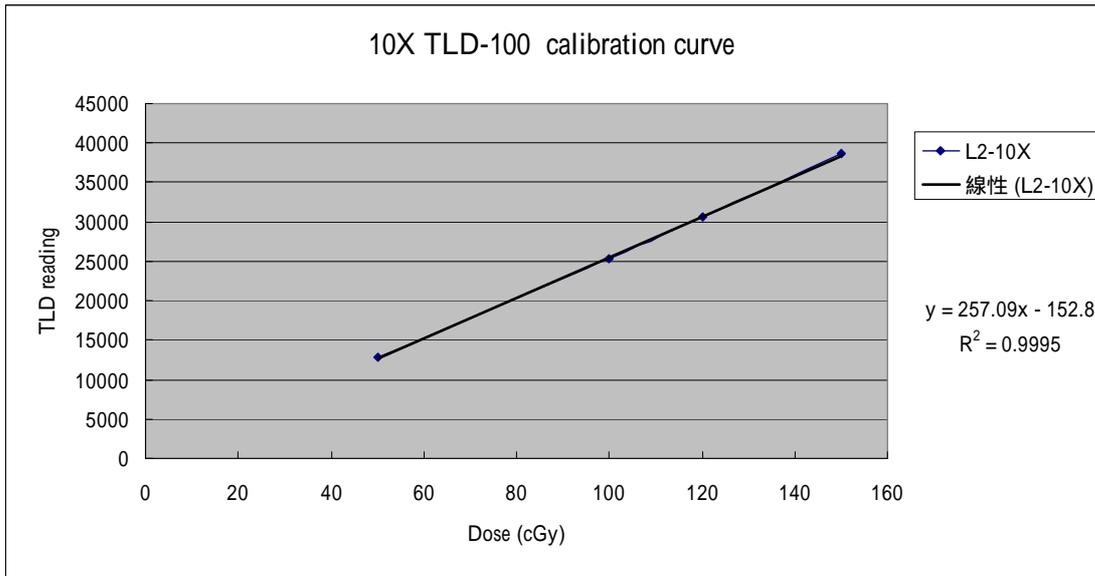


圖 4、TLD 在加速器 10 MV 光子射質下之劑量線性度曲線

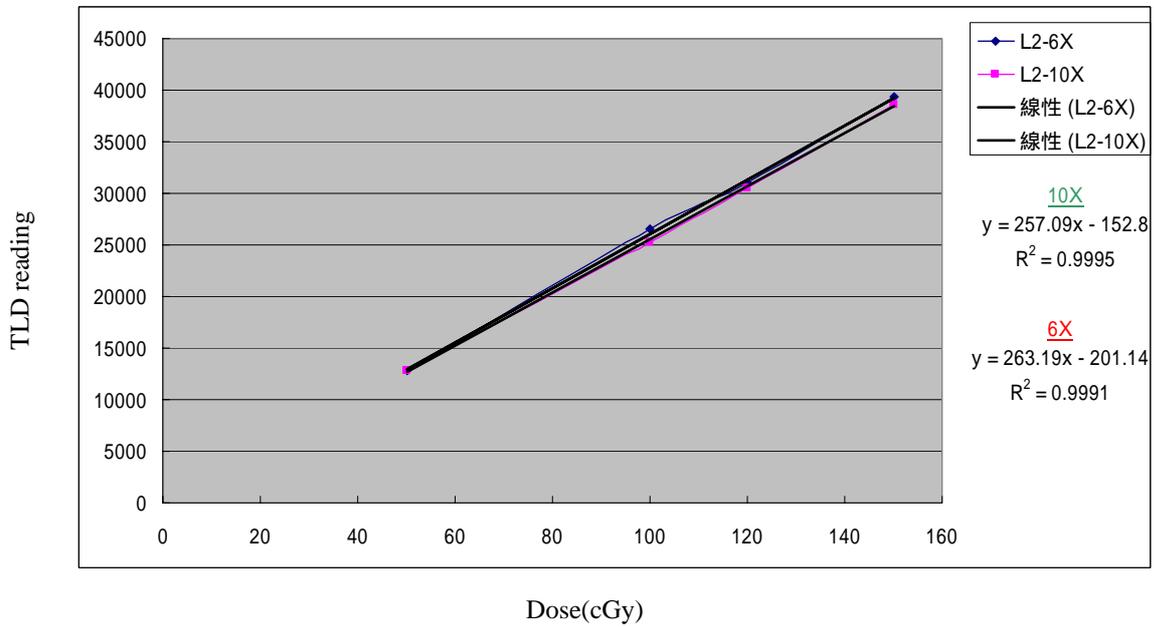


圖 5、TLD 在加速器 6 MV 與 10 MV 光子射質下之能量依持比較

2.探討 TLD 劑量驗證不確定度

篩選合適的 TLD，並配合假體進行放射治療劑量驗證，本研究之假體主要依照下列要點進行規劃設計：

- (1)由國內廠商依據研究需求製作。
- (2)假體材質成份穩定且容易取得。
- (3)體積大小及重量適合以郵寄方式傳送。
- (4)簡化輻射照射前之假體擺設步驟，且不會影響量測之準確度。
- (5)不需再使用醫院其他測量附屬設備。
- (6)能利用蒙地卡羅程式計算假體與水的劑量轉換因子。

依據上述要點，採用國內廠商提供的苯乙烯材料，設計製作實驗需要的劑量驗證假體，詳細之設計規格與 TLD 置放方式如圖 6-a~d 所示。苯乙烯假體尺寸大小為 60 mm×60 mm×55 mm，因應不同光子能量之校正深度需求，將於 TLD 上方分別覆蓋 5 mm、10 mm、20 mm 及 30 mm 厚度之苯乙烯。組合後之假體總重量為 375 公克，極為適合以郵寄方式傳送。將 TLD 置於苯乙烯假體中進行劑量驗證時，評估不確定度可控制在±3%以內。

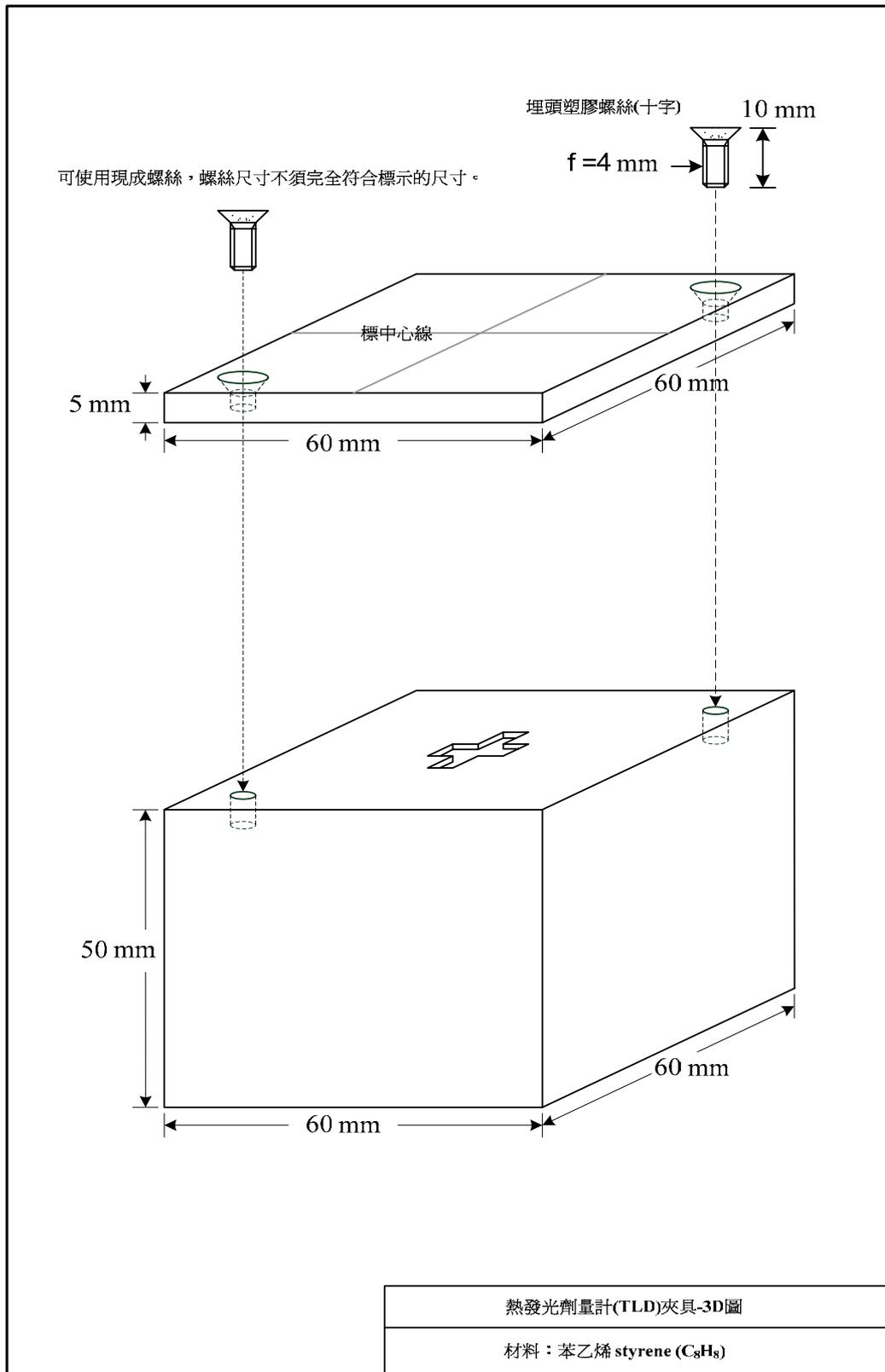


圖 6-a、苯乙烯假體側面圖

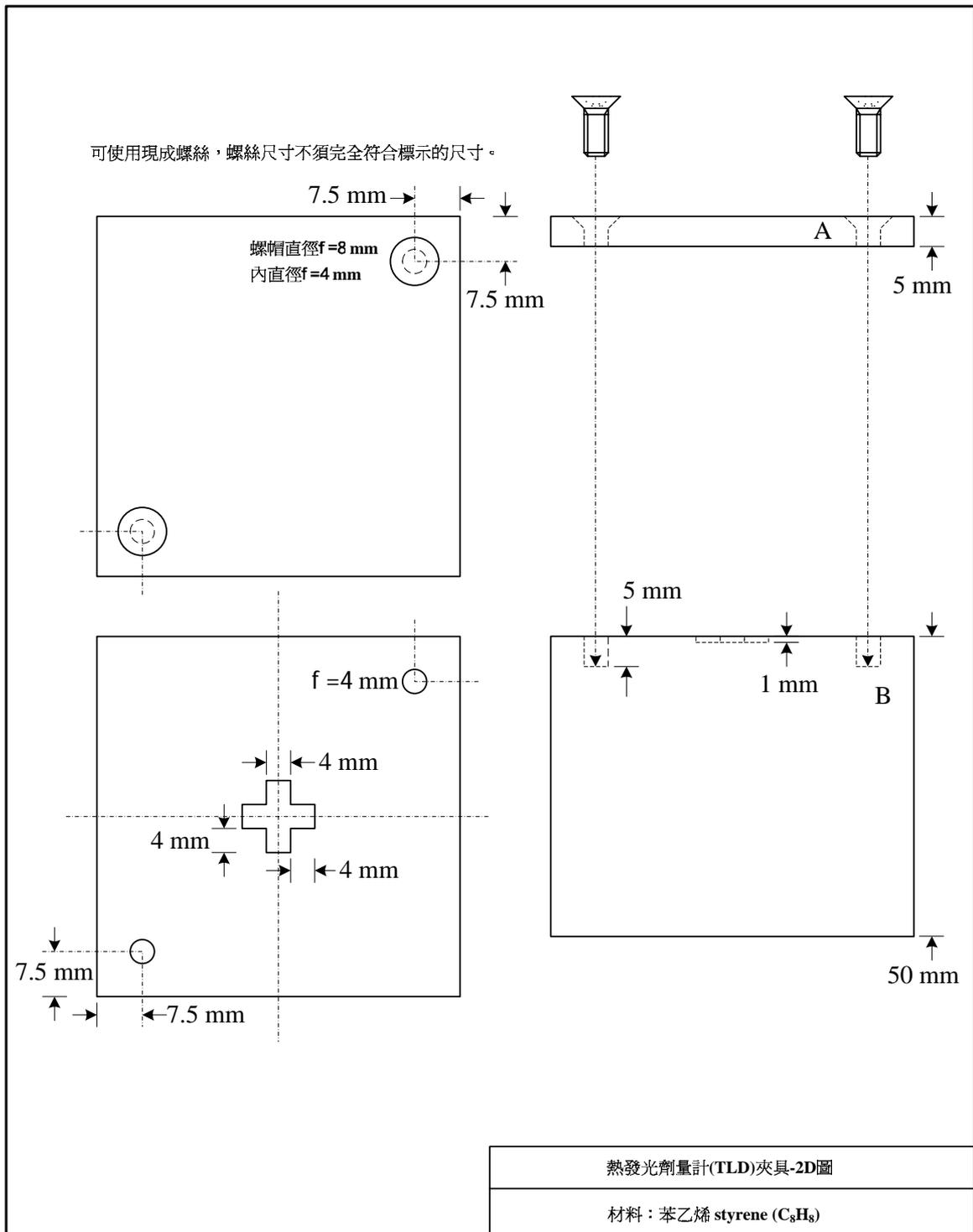


圖 6-b、苯乙烯假體俯視圖

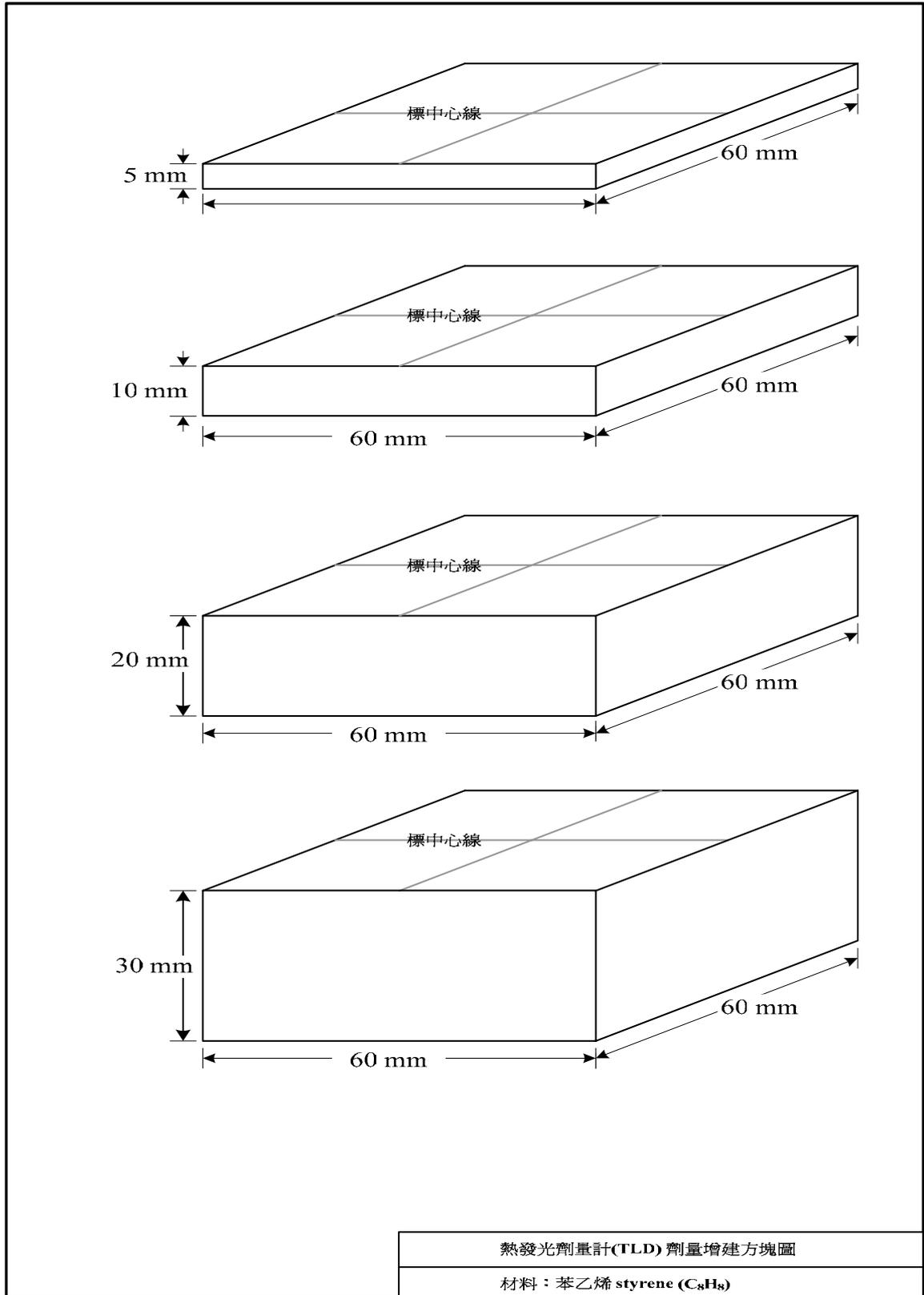


圖 6-c、覆蓋於 TLD 上方的不同厚度假體設計

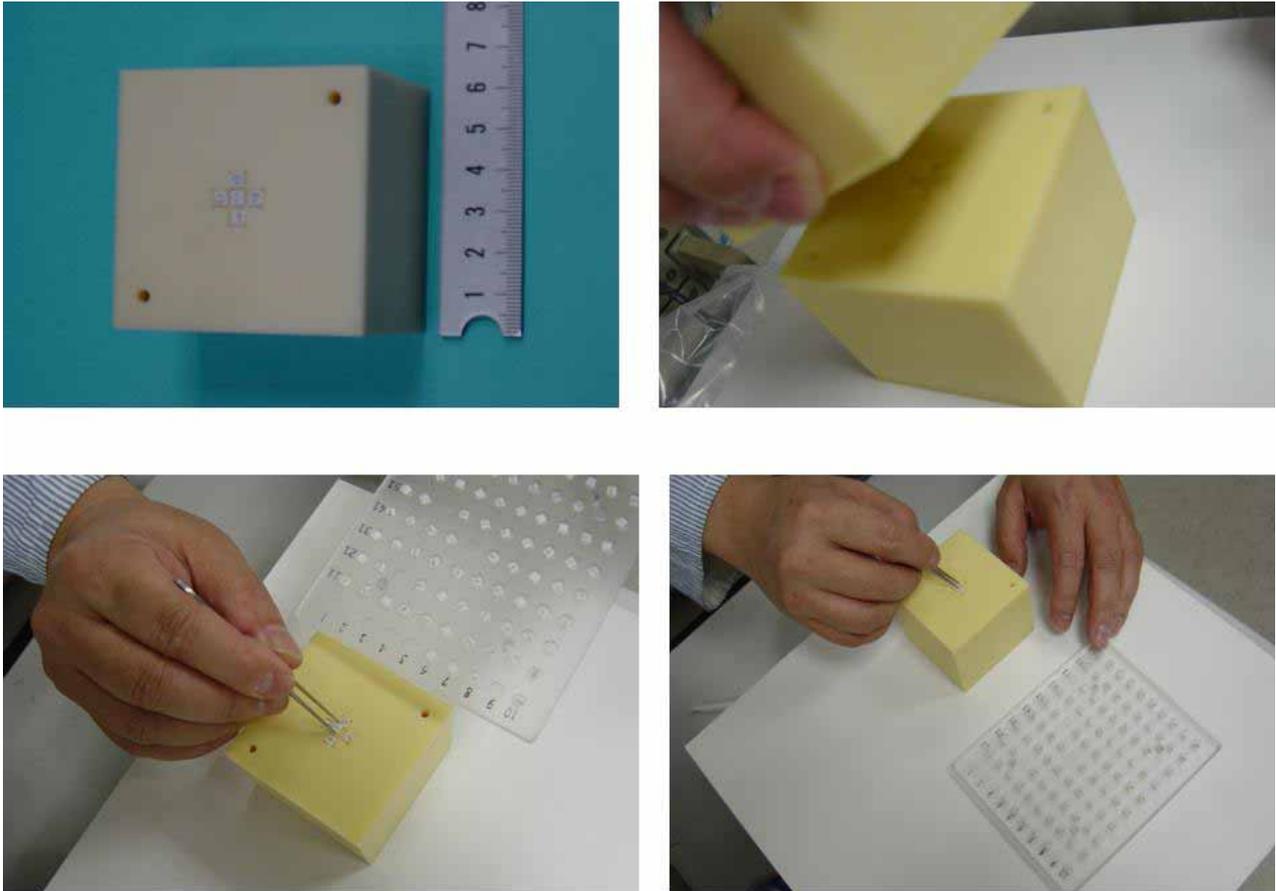


圖 6-d、苯乙烯假體及置放 TLD 示意圖

3. 研究假體在不同光子能量下的劑量轉換因子

本研究利用蒙地卡羅 BEAMnrc 程式系統，計算直線加速器劑量驗證時，水與苯乙烯假體分別於校正深度所得到的吸收劑量，並求得兩者間的劑量轉換因子（Conversion factor, CF）。BEAMnrc 程式系統由加拿大國家研究所（National Research Council of Canada, NRCC）游離輻射標準實驗室（Ionizing Radiation Standards Groups, IRS）於 1995 年發展，現有 2004 年版 BEAMnrc 程式，可執行於多種平台，包含 Windows, MacOS, Unix 與 Linux。本研究於 Windows XP 平台上完成程式輸入，再傳至 Linux 平台執行，並以平行計算方法縮短程式運跑時間。

BEAMnrc 程式系統主要分為兩部分：一為 BEAM 程式，用以模擬直線加速器機頭構造及位於某平面位置所造成的電子與光子相空間（Phase space）分布；二為 DOSXYZnrc 程式，可導入相空間分布射源，計算體素假體（Voxel phantom）內的劑量分布。

圖 7 為 BEAM 程式模擬 Varian 21Ex 直線加速器在 6 MV 光子能量時的機頭情形，主要模擬物件包含：X 光靶（X-ray target），主要準直儀（Primary collimator），鈹窗（Be vacuum window），整平濾片（Flattening filter），平行板游離腔（Parallel type ion chamber）與次要準直儀（Secondary collimators）。BEAM 程式自單能電子入射 X 光靶開始，經制動輻射作用產生 X 光，再由張角約 7° 的主要準直儀向下發射，通過鈹窗、整平濾片與平行板游離腔後，由上下兩對的次要準直儀（又稱為 X/Y jaws）調整視野大小。由機頭發生的電子與光子，通過 X 靶下方 80 cm 平面時，將紀錄其位置、角度、能量與電荷（電子為 -1，光子為 0），成為相空間分布檔，可供其他程式作為輸入射源使用。BEAM 程式輸入檔中，使用制動輻射光子分裂法（Bremsstrahlung splitting）為主要的變異數縮減技巧，當電子發生制動輻射作用時，衍生的單一光子將複製為 N 顆，每顆光子的權重（Weighting）則改為 $(1/N)$ 。BEAM 手冊建議， N 值應介於 20 到 200 之間，本文將視情況於建議值區間適度調整。此外，在 BEAM 程式計算中，電子與光子的截止能量分別設為 0.700 MeV 與 0.010 MeV，低於截止能量的粒子將終止其計算。相空間分布中低於 0.700 MeV 的電子，貢獻劑量到增建深度的機會微乎其微，電子遷移步伐則利用 PRESTA（Parameter reduced electron step transport algorithm）自行調整。

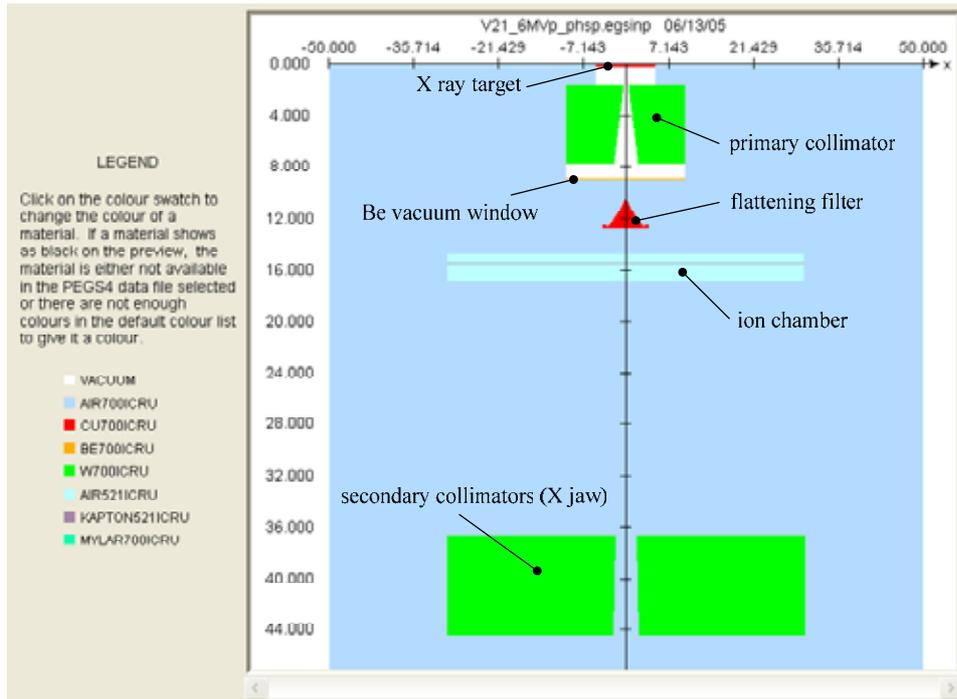


圖 7、BEAM 程式模擬 6MV Varian 21Ex 機頭視窗

圖 8 為劑量轉換因子計算方法示意圖。相空間分布檔由 BEAM 程式計算取得後，可導入 DOSXYZnrc 程式，計算在相同校正深度下， $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ 水假體的吸收劑量 D_w ，與 $6 \times 6 \times h \text{ cm}^3$ 苯乙烯假體的吸收劑量 D_p 。兩者比值即為劑量轉換因子，如式(1)所示。

$$CF = \frac{D_w}{D_p} \quad (1)$$

劑量校正深度採用各光子能量的增建深度 (6 MV: 1.5 cm, 10 MV: 2.5 cm, 15 MV: 3.5 cm, 18 MV: 4.5 cm)，或固定單一深度 5 cm，將視各醫院慣用情形而定。圖 8 中，苯乙烯假體的高度 h 等於苯乙烯假體 TLD 夾具下層的 5 cm 加上使用的校正深度。DOSXYZnrc 程式中，電子的截止能量降低為 0.521 MeV，以提高劑量計算的準確度，電子遷移步伐則沿用 PRESTA 最佳化。

本研究利用 BEAMnrc 程式系統計算在 ^{60}Co 與加速器 6 MV 光子能量下，水與假體間的劑量轉換因子，其值分別為 1.055、1.063。此外，本研究亦使用 TLD 置於水及苯乙烯假體之相同校正深度位置以量測吸收劑量，進而得到劑量轉換因子之實驗值，以驗證理論計算值的準確性。實驗數據顯示，利用 TLD 量測得到的 ^{60}Co 與加速器 6 MV、10 MV、15 MV 光子之劑量轉換因子分別為 1.060、1.068、1.039、1.053，其中在 ^{60}Co 與加速器 6 MV 光子能量部分，實驗值與 BEAMnrc 程式理論計算值之差異小於 0.5%，由此印證兩種方法所獲得的劑量轉換因子具有一致性。所以，利用 TLD 在苯乙烯假體中量得的吸收劑量，乘以利用程式計算或實驗得到之劑量轉換因子，即可求出在校正深度的水吸收劑量。

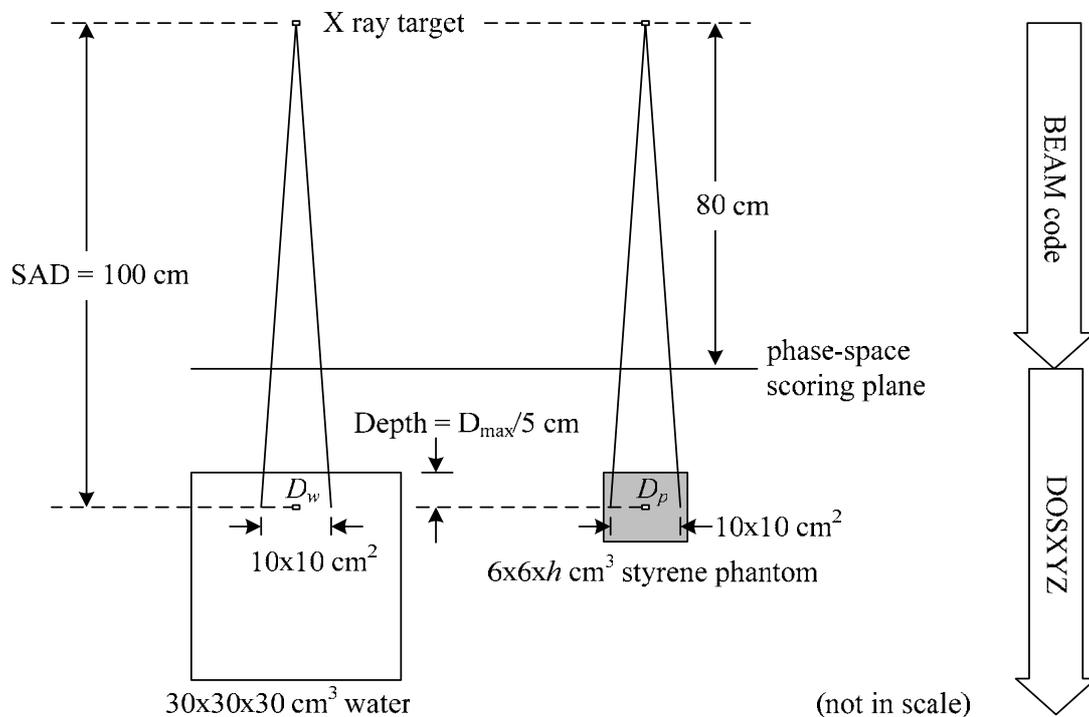


圖 8、劑量轉換因子計算方法示意圖

4.郵寄 TLD 技術的可行性評估

為了要測試以郵寄傳送 TLD 驗證臨床劑量的可行性，特別篩選出 78 顆 TLD-100 作為 IMRT 劑量評估用途。利用 10 MV 的 TLD-100 劑量線性度校正曲線，將置放於假體內之 TLD(如圖 9) 之讀值測量出來，再轉換成絕對劑量，並與電腦治療計劃之劑量分布相互比較(如圖 10)。結果證明 TLD 測讀值與電腦治療計劃劑量差異值小於 5%，低於放射治療給予劑量的不確定度，因此本研究之郵寄傳送 TLD 的方法將可以實際應用於放射治療之臨床劑量驗證。

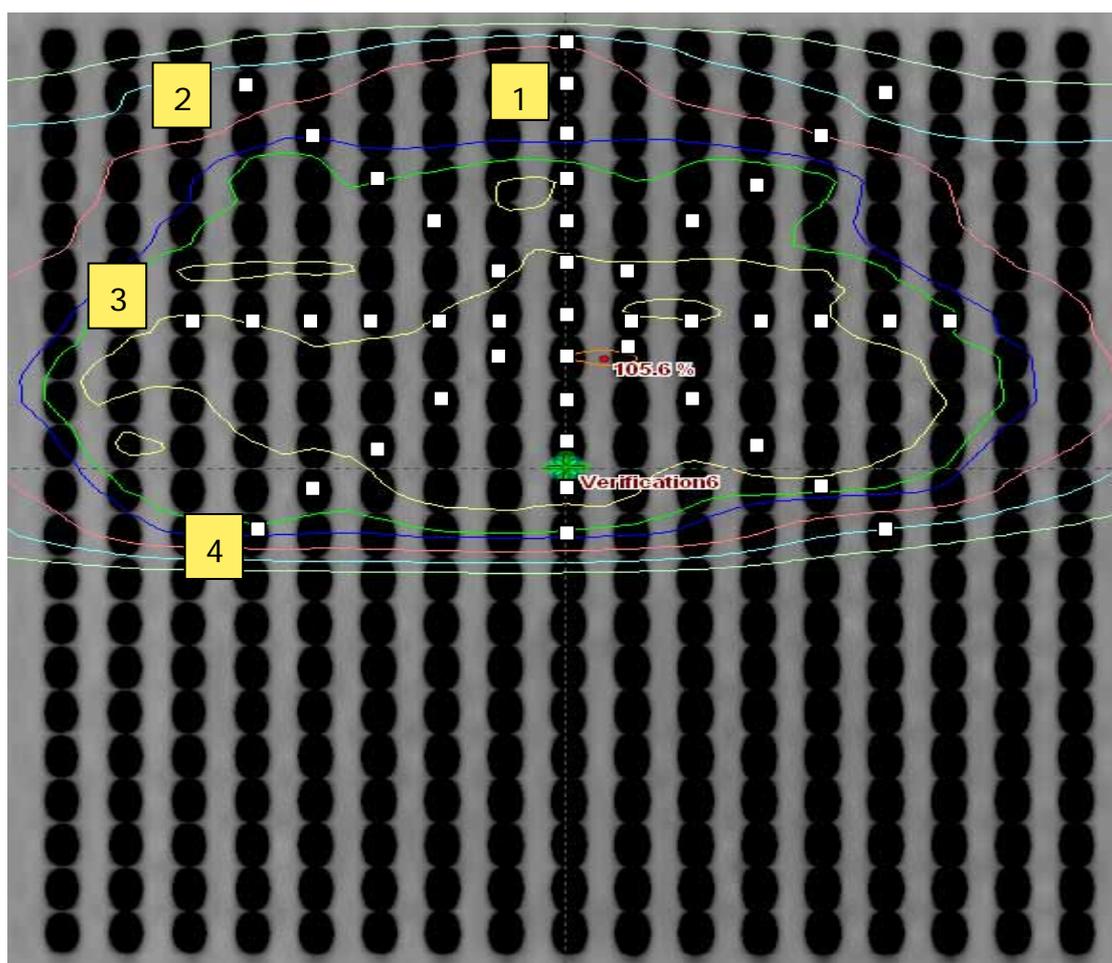


圖 9、TLD(白色點)放置於假體內作為 IMRT 劑量驗證之電腦斷層掃描圖(劑量分佈圖來自電腦治療計畫)

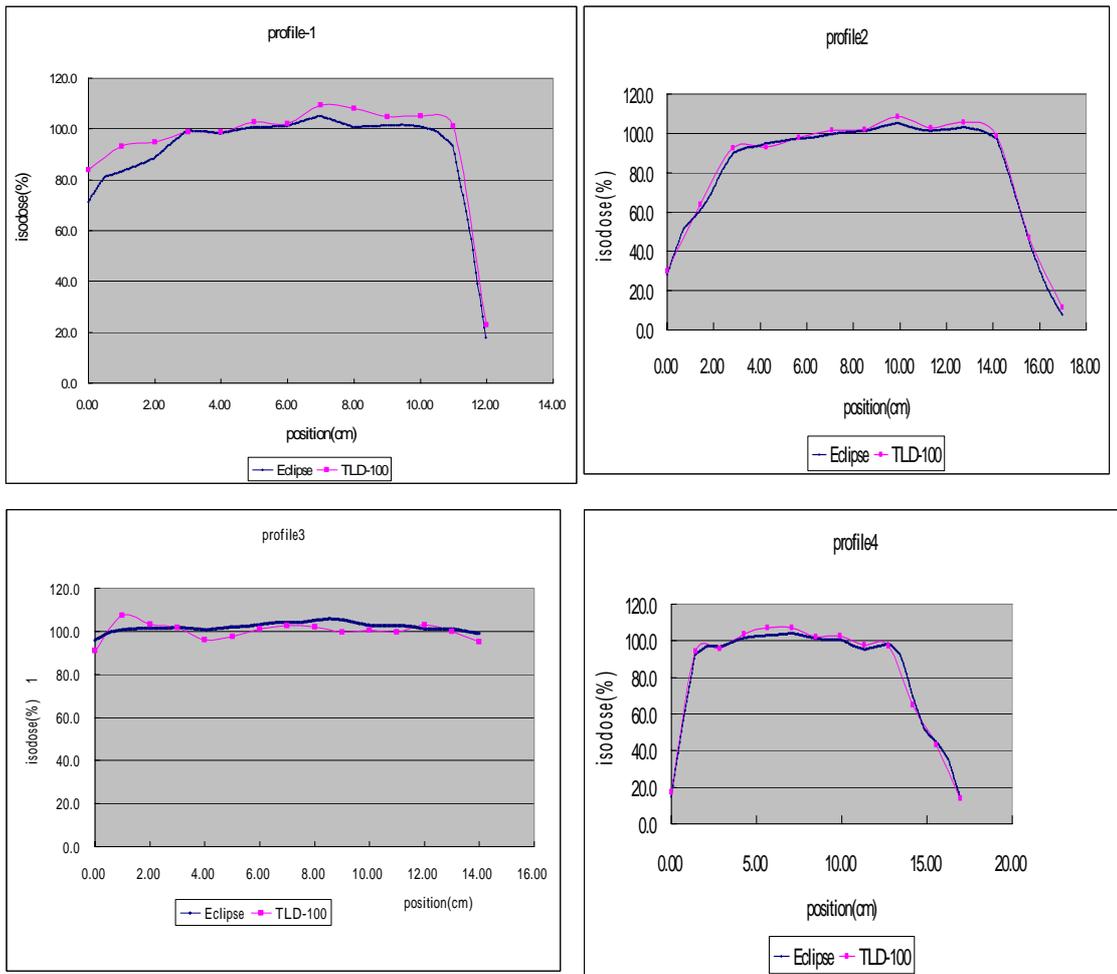


圖 1Q IMRT 劑量驗證比較(紅線為 TLD, 藍線為電腦治療計劃劑量)

將篩選過的 TLD 放置於水體內(圖 11), 經核能研究所國家游離輻射標準實驗室以 ^{60}Co 標準射源進行水吸收劑量之校正, 並經過測讀後建立 TLD 之劑量校正曲線(圖 12), 以評估傳送 TLD 及苯乙烯假體至醫院的現場劑量驗證結果(圖 13)。表 1 為本研究所作的三家醫院劑量驗證分析表, 三家醫院給予之照射劑量均為 200 cGy, 利用傳送 TLD 所驗證的劑量差異在加速器三個不同光子能量條件下均小於 3%, 遠低於 TLD 計讀時的不確定度。因此, 利用本研究的方法來進行 IMRT 劑量驗證將是具體可行的。



圖 11、TLD 在水假體中以 ^{60}Co 標準射源校正之情形

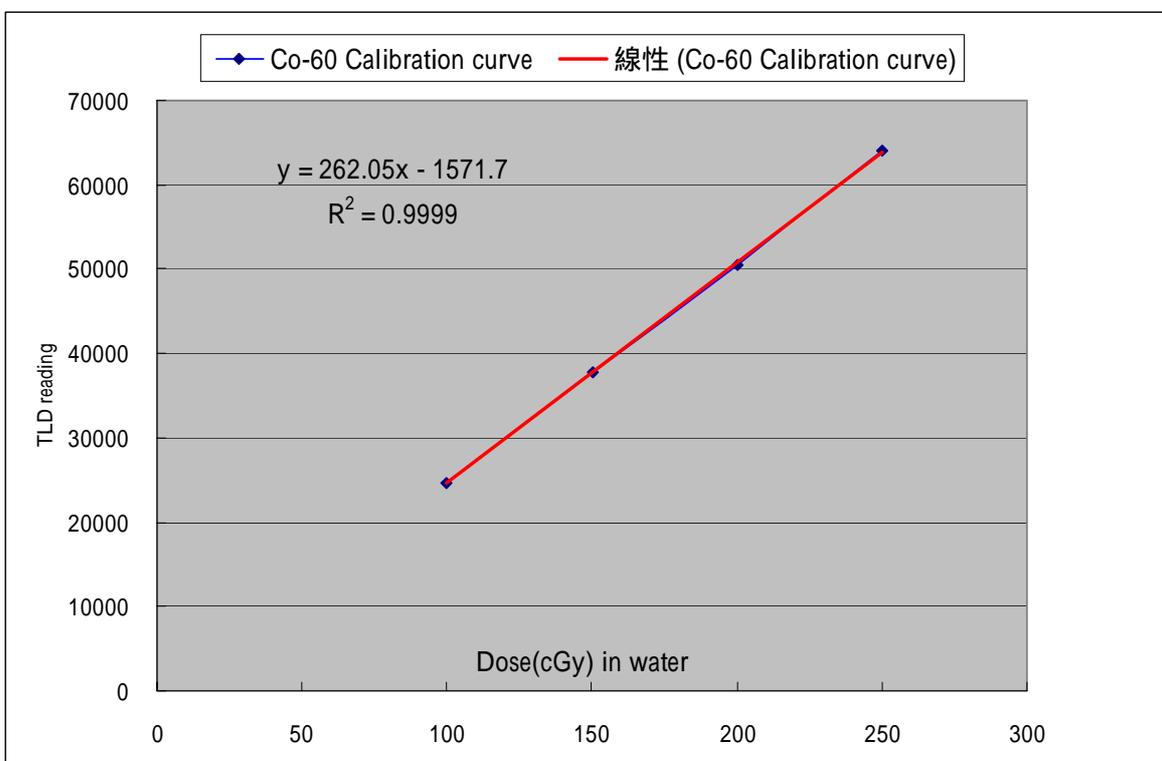


圖 12、經過 ^{60}Co 標準射源照射後所建立的 TLD 劑量校正曲線



圖 13、TLD 在固態假體內以直線加速器照射之情形

表 1、利用傳送 TLD 及苯乙烯假體至三家醫院進行 IMRT 劑量驗證之結果

	A 醫院	B 醫院	C 醫院
6 MV	+1.7%	+0.2%	+3.0%
10 MV	-1.5%	-2.3%	+2.0%
15 MV	+1.0%	NA	NA

註:

1. % 誤差 = $\{ (\text{TLD 測讀劑量} / \text{給予照射劑量}) - 1 \} \times 100\%$
2. B、C 醫院放射治療時未使用 15 MV 之光子能量

六、結論與建議

依據本研究結果發現，以自製的苯乙烯假體及 TLD 傳送至醫院進行劑量監測與驗證是具體可行的方案，除可提供醫院執行醫療曝露品質保證之依據，亦可作為主管單位進行國內大規模醫用加速器劑量驗證之參考方法。該劑量驗證系統主要具有下列優點：

- 1.使用固態假體比水假體方便。
- 2.以郵寄方式傳送固態假體及 TLD 較不易受損。
- 3.明確的操作程序說明可以簡化受測醫院的操作時間。

不過在 TLD 劑量驗證過程中，仍有幾項重點是必須注意的：

- 1.為達到客觀公正，本研究之 TLD 劑量評估系統應建置並追溯到國家游離輻射標準實驗室。
- 2.TLD 傳送前準備及傳送過程中所產生的變化必須詳細分析。
- 3.為落實劑量監測與驗證之目的，必須建立測量結果的允差值。
- 4.為得到準確的劑量驗證結果，必須要有嚴謹的 TLD 計讀品管程序。
- 5.劑量轉換因子之計算必須考慮不同廠牌直線加速器的射束特質。
- 6.必須結合蒙地卡羅理論計算與實際測量方法，來比較驗證不同光子能量的劑量轉換因子。

七、參考文獻

1. Worldwide QA networks for radiotherapy dosimetry, IAEA-CN-96-76
2. “ESTRO-equal radiotherapy dosimetry audit for high energy photon and electron beams of nuclear medicine and Radiotherapy”, Proceedings Series, IAEA-STI/PUB/1113, IAEA, Vienna, 309-330 (2001)
3. “A thermoluminescent dosimetry postal dose inter-comparison of radiation therapy centres in Malaysia”, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine 27(1), 25-29 (2004)
4. “Comprehensive quality assurance for delivery of IMRT with a multileaf collimator used in the dynamic mode”, Med. Phys. 28(11), 2209-2219 (2001)
5. “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT”, Med. Phys. 30(8), 2089-2115 (2003)