

行政院原子能委員會研究計畫

104 年度「放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業研究」

期末報告

受委託單位：中華民國醫學物理學會

研究主持人：蕭安成

協同主持人：徐椿壽、許世明

研究期程：中華民國 104 年 1 月至 104 年 12 月

研究經費：新臺幣 260 萬元

行政院原子能委員會委託研究

中華民國 104 年 12 月

(本報告內容純係作者個人之觀點，不應引申為本機關之意見)

目 錄

| | 頁 碼 |
|-------------------|-----|
| 目 錄 | 2 |
| 壹、計畫中文摘要 | 3 |
| 貳、計畫英文摘要 | 5 |
| 參、計畫內容 | 7 |
| 一、研究主旨 | 7 |
| 二、背景分析 | 7 |
| 三、實施方法及進行步驟 | 9 |
| 四、重要參考文獻 | 28 |
| 肆、研究過程與結果 | 29 |
| 伍、主要發現與結論建議 | 49 |

(總計 51 頁)

壹、計畫中文摘要：

計畫目的：

自民國 94 年起依「游離輻射防護法」推動輻射醫療曝露品質保證制度，同年 7 月 1 日起，依據「輻射醫療曝露品質保證標準」，針對放射治療相關的設備，包括：醫用直線加速器、鈷六十遠隔治療機、遙控式後荷近接治療機、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀等設備，訂定輻射曝露品質保證作業程序與規範。然而，這些作業程序的實際執行需要進一步的查核與驗證。唯有藉由完整的實做檢視，方能使管制面與執行面密切結合，因此，本研究將依據「輻射醫療曝露品質保證標準」規範的項目，同時，考量近年來醫用直線加速器及電腦斷層治療機均已使用強度調控放射治療技術，而執行此技術時需使用多葉準直儀系統，因此，多葉準直儀的品質保證作業也將納入本研究的執行項目。在放射治療的流程中，電腦治療計畫系統（Treatment Planning System, TPS）扮演極為重要的角色，尤其在放射治療進入強度調控的時代，照射到病患的輻射劑量分佈必須倚重 TPS 做出準確的計算，來判斷此治療計畫是否適用，或可能的治療效果為何，因此，確保治療計畫計算劑量的準確性是非常重要的工作，本計畫將進行小規模的研究，藉此建立完整的研究方法，作為後續全面性訪查的基礎。

本計畫藉由實地訪查國內執行放射治療業務的醫療院所，建立全國放射治療劑量準確性與作業品質管控程度的資料庫，以檢視推行「輻射醫療曝露品質保證標準」的成效，同時作為精進此作業標準的重要參考，並協助臨床單位提昇放射治療品質及技術水平，強化輻射曝露品質保證規範的完整性。

實施方法：目前國內醫療院所配置之放射治療設備共 203 台，依據「輻射醫療曝露品質保證標準」的規範均例行性的執行每日、每月及年度的品保校驗作業。以醫用直線加速器為例，總計約有 50 項作業依設定之校驗頻率依序執行。然而執行的方法，使用的量測設備皆不盡相同。為詳細瞭解及督查國內執行放射治療設備之輻射安全及醫療曝露品質的作業情形，本研究將以書面審查及現場訪查的方式執行品保校驗查核工作。各設備品保作業的方法，劑量校驗的設備與流程等都將請作業執行單位提供完整的資料作為書面審查及現場訪查的參考。現場訪查將針對該單位品保作業的實際情形作詳盡的瞭解，並對於治療設備品保作業項目中較為重要的部分，諸如遠隔治療設備的射束輸出劑量及能量的準確性，射束剖面的平坦性與均

勻性等，以及近接治療設備的射源活性及射源位置準確性校驗等項目作現場的實際量測。此外，為因應使用多葉準直儀執行強度調控放射治療的普遍性，多葉準直儀的品保作業試行辦法也將列入實地訪查的內容。在放射治療臨床治療計畫劑量驗證的部分，本計畫也將選擇工作人力較為充裕的醫療單位，進行小規模的研究，以 gamma index 評估方法，設定評估條件為 $\Delta d_{\max} = 3 \text{ mm}$, $\Delta D_{\max} = 3\%$ ，分析含括靶目標的 2 個冠狀平面，治療計畫計算的劑量分佈與實測值的差異，藉此建立完整的研究方法，作為後續全面性訪查的基礎。

結果與討論：本計畫 104 年度總計蒐集 135 台直線加速器，8 台加馬刀，35 台近接治療機，19 台電腦斷層治療機，6 台電腦刀，合計 203 台治療設備與品保的校驗資料，同時完成所有設備的品保項目現場訪查。依治療資源分析，以台灣 2 千 3 百萬人口計算，包含近接治療設備，治療設備資源約為 8.8 台/百萬人，若僅考慮遠隔治療設備，遠隔治療設備資源約為 7.3 台/百萬人。多葉準直儀的品保作業依據擬定的直線加速器及電腦斷層治療機的多葉準直儀品保操作程序，完成所有單位直線加速器具有不同型式多葉準直儀及所有電腦斷層治療機多葉準直儀的現場訪查。本年度計畫執行之所有品保項目，藉由資料收集與討論修改後，現場查核結果在依循臨床單位所制訂的程序書執行下，皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。在多葉準直儀品保訪查的部分，校驗項目中僅有直線加速器的葉片位置準確度及葉片位置再現性仍有約 7% 的治療設備，雖有執行強度調控治療技術，但是實測結果仍略高於預設的 1 mm 容許誤差值，經檢視設備資料，此類狀況多發生於較為老舊的治療機或品保人力較為薄弱的醫療單位。分析整體資料後發現高於 90% 的醫療單位皆可以滿足此項品保作業的要求，因此，建議維持此項目容許誤差值的設定，加強敦促醫療單位偕同維護廠商作適當的調校，提昇其葉片位置準確度與再現性的精確度。在治療計畫劑量驗證的部分，經過與臨床單位的實作討論，修改後的作業程序已能適當的執行，初步執行的結果，選定的 7 家醫療單位治療計畫計算值與實測值的吻合率(passing rate)介於 86.4-98.4%，87% 以上的醫療院所其通過率在 90% 以上，此結果可代表臨床作業具有高的品質，也程度上反映出了品保作業推行的成效。

關鍵詞：放射治療，放射治療品質保證，醫用直線加速器，多葉準直儀，遙控式後荷近接治療機，電腦斷層治療機，電腦刀，加馬刀

貳、計畫英文摘要：

Purpose: In order to improve the quality of radiation therapy and response to the requirement of dose accuracy and radiation safety, Atomic Energy Council (AEC) in Taiwan has established the medical exposure quality assurance program: "radiation medical exposure quality assurance standards" and promulgated for implementation on July 1, 2005. Radiation therapy equipments of medical linear accelerator, cobalt therapy machines, remote afterloading brachytherapy system, Tomotherapy, Cyberknife and Gamma knife are included in this program. However, the actual implementation of these operating procedures needs further checking and verification. Based on this QA program, document inspection and a part of QA items will be executed on-site for every radiation therapy equipment to ensure the implementation of the QA program in Taiwan. Additionally, considering recent medical linear accelerator treatment machine and Tomotherapy are using multi-leaf collimator (MLC) to perform the IMRT treatment. QA program for MLC will also be established and each QA item will be executed on-site in this study. In the radiation therapy process, computer treatment planning system (TPS) is a very important tool, especially in the era of IMRT. To ensure the accuracy of TPS calculation, a small-scale preliminary research for plan QA is also included in this study. Analyze the QA data from this study, including treatment equipment characteristics, dose measurement instruments characteristics, the variations from the dose calibration methods, medical units and personnel statuses which will be an important reference for the improving of quality assurance in radiation therapy.

Methods and materials: There are totally 203 radiotherapy equipments currently used in Taiwan. In medical linear accelerator, for example, a total of about 50 QA items in accordance with the set of check frequency sequentially executed. For details about domestic implementation and supervision of radiation safety of radiotherapy equipment and medical exposure quality situation, document inspection and on-site QA item execution will be performed in this study. Methods of QA procedure, equipments of dose calibration will be asked to provide for on-site inspection. Site visits will give a more detailed understanding of the actual situation of all quality assurance operations, and for dose

output, beam energy and beam flatness and symmetry, actual measurement will be performed on site. In response to the generally use of MLC for IMRT, QA for MLC will also be included in the content of the site visit. Gamma index evaluation method with conditions set for the $\Delta d_{\max} = 3 \text{ mm}$ and $\Delta D_{\max} = 3\%$ was used for plan QA. Two planes on isocenter and spinal cord were evaluated in this study.

Results: There were 135 linear accelerator, 8 gamma knife, 35 brachytherapy machine, 19 Tomotherapy and 6 cyberknife totaling 203 sets of treatment equipment surveyed on-site in this study. Analysis according to treatment resources, counting for 23 million population in Taiwan, as including brachytherapy system, the therapy equipment resource is about 8.8 units / million people, if only consider external treatment equipment, the treatment equipment resources is about 7.3 / million people in Taiwan. All QA items executed in this project with data collection and discussion after the modification, the site checking results are in compliance with "the radiation exposure of medical quality assurance standards' requirements. For the MLC QA, in the item of leaf position accuracy and reproducibility, there were still about 7% of treatment machines although with the implementation of IMRT but were slightly higher than the preset value of 1 mm tolerance. For plan QA, the results of the preliminary execution for 7 departments, the gamma evaluation of passing rate were between 86.4-98.4%, more than 87% of medical institutions with passing rate higher than 90%. This result may represent a high-quality clinical work, also reflects the effectiveness of the implementation of QA program in Taiwan.

keywords : radiotherapy, quality assurance, linear accelerator, multi-leaf collimator, remote afterloading brachytherapy, Tomotherapy, Gamma knife

參、計畫內容

一、研究主旨：

藉由實地訪查國內執行放射治療業務的醫療院所，建立全國放射治療劑量準確性與作業品質管控程度的資料庫，藉以檢視推行「輻射醫療曝露品質保證標準」的成效，同時作為精進此作業標準的重要參考，並協助臨床單位提昇放射治療品質及技術水平，強化輻射曝露品質保證規範的完整性。

二、背景分析：

根據衛生署最新統計報告，癌症造成國人死亡原因已經蟬聯 28 年的第一名；同樣的，世界衛生組織所屬的“國際癌症研究機構”(IARC)發表的報告顯示，2008 年癌症新發病例為 1270 萬例，因病死亡人數為 760 萬人，到 2030 年癌症病例將達到 2140 萬例，死亡將超過 1320 萬人，死亡率將增加一倍[1]。而國內根據衛生署九十二年「全國衛生醫療政策會議」資料 II-8 頁最新報告，我國 65 歲以上人口從 7% 增至 14% 只需 27 年，較一般已開發國家的 45-115 年短許多，未來可預見國內人口快速老化的現象。除此之外，由民國八十九年的癌症年齡別發生率推估，至西元 2020 年，65 歲以上人口達 14% 時，癌症發生人數將由八十九年的六萬人增加至十萬人，全國癌症發生率將由八十九年的每十萬人口 265.37 人上升至約每十萬人口 410 人[2]。在整個癌症治療策略中放射治療一直扮演著相當重要的角色，需要特別注意的是放射治療領域中輻射線的應用猶如兩面刃，除了可以殺死癌細胞治療腫瘤，同時也會對正常細胞組織造成傷害，如果沒有正確且適當使用，將會造成負面的醫療曝露傷害。

國內每年接受放射治療的病患約達 120 萬人次，約有 76 個醫療單位提供放射治療服務。放射治療技術進展迅速，近年來陸續引進包括強度調控放射治療(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)，影像導引放射治療(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)，電腦斷層治療機(Tomotherapy)，電腦刀(Cyberknife)，加馬刀(Gamma Knife)，體積強度調控弧形治療(Volumetric Modulated Arc therapy, VMAT)及銳速刀(RapidArc)等先進治療儀器及治療技術；在不久的將來，國內首座質子治療中心也將開始以高能質子射束提供醫療服務。而先進的醫療服務需要更審慎的品保措施及劑量驗證，才能確保病人的治療品質。

放射治療的原理主要是利用高能輻射與人體組織交互作用時所釋放的輻射能量來破壞細胞的 DNA，以致其無法繼續分裂存活。此外，藉由複雜的治療計畫，詳細評估惡性腫瘤及正

常組織所接受的輻射劑量，藉以確認治療的可行性及預期的治療效果。當治療團隊確認此治療計畫後，此治療計畫的參數將傳送到治療儀器，再將精確的輻射劑量傳遞到病患體內，完成治療的目的。放射治療的效果是建立在輻射生物學的輻射傷害理論基礎上，而由組織輻射劑量反應曲線可知，曲線的中段約為斜率最大處，此位置約 5% 劑量的改變，將影響腫瘤控制率 10% 到 20%，也將造成正常組織併發症發生率 20% 到 30% 的變化。因此放射治療時，準確地控制給予的劑量是非常重要的[3]。有鑑於劑量的準確性對於治療的結果具有重要的影響，因此國際間普遍接受 ICRU 所建議[4]，在放射治療的過程中，劑量給予的整體不確定性應控制在 5% 以內。國內自民國 94 年 7 月 1 日起開始實施的「輻射醫療曝露品質保證標準」，針對放射治療相關的設備，包括：醫用直線加速器、鈷六十遠隔治療機、遙控式後荷近接治療機、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀等設備，訂定輻射曝露品質保證作業程序與規範。在放射治療設備相關的作業項目及容許誤差值的設定上，主要參考美國醫學物理學會 (AAPM) 於 1994 與 2009 所發表的 TG-40 與 TG-142 報告[5,6]，希望能確保輻射應用的品質。在作法上，依據「輻射醫療曝露品質保證標準」的規範均例行性的執行每日、每月及年度的品保校驗作業。以醫用直線加速器為例，總計有 50 項作業依設定之校驗頻率依序執行。然而執行的方法，使用的量測設備皆不盡相同。再以醫用直線加速器每月品保校驗項目的射束輸出劑量校驗為例，量測所使用的游離腔與電量計必須每兩年定期送至核能研究所國家游離輻射標準實驗室執行校驗，取得校驗報告的校正參數後，再依循國際間公認嚴謹的放射治療劑量量測議定書逐步完成臨床放射治療設備的劑量校驗工作。國內依循的議定書主要是 AAPM 於 1983 年發表的 TG-21 或 1999 發表的 TG-51 議定書[7, 8]或國際原子能總署(International Atomic Energy Agency, IAEA) 於 2000 年發表的 TRS 398 號報告[9]。此項作業涉及繁瑣的數據引用與流程設定，如何檢視核能研究所提供的校驗報告及確認所依循的議定書步驟無誤，甚至查核治療機的劑量標定與電腦治療計畫系統的設定相符，常需要多人或多次的重複查驗，尤其針對工作人力單薄的單位，協助確認的工作尤其重要。此部分的認證工作在國際間眾多國家與組織，如國際原子能總署(International Atomic Energy Agency, IAEA)、歐洲放射治療腫瘤學會(European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, ESTRO)及美國放射物理中心(Radiological Physics Center, RPC)，發展出使用郵寄劑量計進行輻射劑量照射，並回收

該劑量計分析測讀劑量，藉以確認各醫療單位的輻量劑量品質的一致性。其目的也在於協助臨床放射治療工作者能準確的標定治療機的輸出劑量，確保治療的正確性與輻射使用的安全性。雖然國內此相關業務的主管機關每年皆巡迴國內各醫療院執行輻防業務的現場查核，然而輻防業務包含放射診斷、核子醫學及放射治療等輻射醫療應用之業務，難以針對詳細的作業方式作審查，但是放射治療品保作業對於治療效果或輻射傷害有其極為重要的影響性，詳盡的檢視國內每一部治療儀器及其醫療單位的品保作業情形確實有其執行的必要性。

為詳盡瞭解及督查國內執行放射治療設備之輻射安全及醫療曝露品質的作業情形，本研究將以書面審查及現場訪查的方式執行品保校驗查核工作。各設備品保作業的方法，劑量校驗的設備與流程等都將請作業執行單位提供完整的資料作為書面審查及現場訪查的參考。現場訪查將針對所有品保作業的實際情形作詳盡的瞭解，並對於治療設備的輸出劑量、射束能量的準確性及射束剖面平坦性與均勻性的情形作現場的實際量測，為因應使用多葉準直儀執行強度調控放射治療的普遍性，多葉準直儀的品保作業試行辦法也將列入實地訪查的內容。此外，針對放射治療臨床治療計畫的劑量驗證，本計畫也將選擇工作人力較為充裕的醫療單位，進行小規模的研究，藉此建立完整的研究方法，作為後續全面性訪查的基礎。本計畫綜合整理分析全國治療設備的品保校驗資料，建立包括治療設備特性數據、劑量量測儀器特性數據、劑量校驗方法與準確性分析資料、醫療單位及人員狀況與品保作業執行的分析資料等的資料庫，作為推行品保作業重要參考資料及未來精進醫療曝露品質保證政策之依據。

三、實施方法及進行步驟

項目一、放射治療設備輻射安全及醫療曝露品質保證作業檢查

進行國內所有使用中醫用直線加速器、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀放射治療設備之輻射安全及醫療曝露品質保證作業檢查，檢查數據每 2 週彙整後送原能會

1. 研究計畫資料蒐集

(1) 資料蒐集，更新 103 年度蒐集資料。

- a) 彙整國內所有使用中的醫用直線加速器、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀放射治療設備的機型及射源或 x

射線的形式之詳細資料。

- b) 彙整國內所有放射治療醫療業務單位執行品保作業的完整資料，包括游離腔及電量計校驗報告、劑量校驗使用方法及其詳細參數。

(2) 蒐集的「輻射醫療曝露品質保證標準」作業內容資料應包括：

- a) 各醫療院所的輻射醫療曝露品質保證計畫
- b) 品保作業操作程序書
- c) 品保作業校驗項目實施頻次及容訛誤差值
- d) 輻射醫療曝露品質保證組織專業人員表

2. 書面審查與制訂現場查核工作紀錄評核

(1) 書面審查。依據蒐集的資料召開研究會議，討論各放射治療業務單位執行品保作業的正確性與適當性。若發現有明顯失當之處，將立即與該單位聯繫，確認問題所在，並立即尋求解決的方法，處理過程即刻彙整送原能會。

(2) 參考「輻射醫療曝露品質保證標準」程序書所述及 TG-21 與 TG-51 議定書之工作表格 (worksheet)，制訂本計畫現場查核之工作紀錄評核表，查核內容包括：

- a) 「輻射醫療曝露品質保證標準」作業內容、輻射醫療曝露品質保證組織及品保專業人員資格；「輻射醫療曝露品質保證標準」作業紀錄等，核對送審與實際作業記錄之一致性。
- b) 醫用直線加速器品保作業實測檢查，項目及操作程序如下：

i. 光子及電子射束輸出劑量

操作程序：

1). 醫用直線加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向(0° 或 180°)。開至參考照野(例如：光子射束 10×10 公分，電子射束 15×15 公分 cone)。

2). 將劑量量測設備(例如 Farmer type 游離腔，固態假體及精密電量計等)擺設妥當並置於固定位置(例如：光子射束 SAD 100 公分，電子射束 SSD 100 公分，游離腔密合插入固態假體中，光子射束量測位置為等水深度 5 公分，電子射束量測位置為射束中心軸最大劑量深度)。

- 3). 量測所有能量的光子及電子射束，逐一照射固定的監測單位(monitor unit)值。紀錄量測值並作溫壓修正。
- 4). 參考 AAPM TG-21 或 TG-51 議定書的方法將量測值換算為劑量值。
- 5). 劑量值與基準值作比較，並紀錄其差異值。

ii. 光子及電子射束中心軸於治療深度之劑量參數

操作程序（光子射束）：

- 1). 使用組織假體比(Tissue-phantom ratio, TPR)的量測技術。
- 2). 量取某一參考照野不同深度的 TPR 值(例如：FS 10×10cm, 深度 5cm 及 15cm)。
與基準值比較，紀錄其差異值。

操作程序（電子射束）：

- 1). 使用百分深度劑量(Percent depth dose, PDD)的量測技術。
- 2). 量取某一參考照野，臨床治療深度的 PDD 值(例如：FS 15×15cm, 80% 劑量深度)。與基準值比較，紀錄其差異值。

iii. 光子及電子射束之平坦性及對稱性(具備電子射束者，至少需執行 2 種臨床上最常使用的能量)

操作程序：

- 1). 加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向(0° 或 180°)，準直儀置於 0° 或 180° 。
- 2). 開至射束平坦性及對稱性校正之參考照野(例如：光子射束照野 20×20 公分，電子射束照野 20×20 公分 cone)。
- 3). 將劑量量測設備(例如：水假體系統，膠片劑量量測系統，Beam profiler 或 MapCHECK 等)擺設妥當並置於固定位置(例如：SSD 100 公分，光子射束量測深度 10 公分，電子射束量測中心軸最大劑量深度位置)。
- 4). 量測所有能量的射束，逐一量測沿中心軸之橫切面方向(Transverse)及縱切面方向(Longitudinal) 的射束劑量分佈圖(beam profile)。參考平坦性及對稱性計算公式，記錄 80%照野範圍內之射束平坦性及對稱性數據。

c) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備實測檢查，項目及操作程序如下：

i. 輻射源速率

操作程序：

- 1). 將裝療管 (Applicator) 連接到近接治療設備
- 2). 操作機器使射源前進至最大距離位置，藉由監視系統觀察近接治療設備射源搖桿的轉動狀態，以計時器紀錄所需時間並與基準值作比較，紀錄其差異值。

ii. 輻射源強度

操作程序：

- 1). 以校正過的游離腔 (Well chamber) 實測射源活度，查驗與射源輸入文件上所載經衰變修正後之射源強度，紀錄其差異值。
- 2). 每個月列印出當時射源強度值，與射源置入時活度經衰減的計算值相比對，觀察其是否符合標準。

iii. 輻射源停留位置

操作程序：

- 1). 將裝療管 (Applicator) 連接到近接治療設備
- 2). 將裝療管平貼於膠片上
- 3). 於軟片上將裝療管頂部位置處做記號
- 4). 分別使用 step size 2.5 mm, 5.0 mm 於 position 1, 10, 20 停留曝光
- 5). 量測膠片上黑化區中心處距離及位置，紀錄其差異值。

iv. 輻射源停留時間

操作程序：

- 1). 將裝療管 (Applicator) 連接到近接治療設備
- 2). 操作機器，使射源停留固定時間 (例如：60 sec)
- 3). 藉由監視系統觀察近接治療設備射源搖桿的轉動狀態，量測實際射源停留的時間。
- 4). 比較實際量測與電腦設定值，紀錄其差異值。

d) 電腦斷層治療機實測檢查，項目及操作程序如下：

i. 光子輸出劑量

操作程序：

- 1). 治療儀照射角度設定於鉛垂向下方向(0°)，開至參考照野(5×40 公分)。
- 2). 將劑量量測設備(游離腔，固態假體及精密電量計等)擺設妥當並置於固定位置(SAD 或 SSD 85 公分，游離腔密合插入固態假體中，量測位置為等水深度 1.5 公分)。
- 3). 量測光子射束，照射固定時間，如 1 分鐘。紀錄量測值並作溫壓修正。
- 4). 參考 AAPM TG-21 或 TG-51 號議定書的方法將量測值換算為劑量值。
- 5). 劑量值與基準值作比較，並紀錄其差異值。

ii. 光子射束中心軸於治療深度之劑量參數

操作程序：

- 1). 使用組織假體比(Tissue-phantom ratio, TPR)或百分深度比(Percentage Depth Dose, PDD)的量測技術。
- 2). 量取某一參考照野不同深度的 TPR 值(例如：照野大小 5×40cm，深度 1.5 cm 及 10cm)。與基準值比較，紀錄其差異值。

iii. 確認射束長軸及橫軸剖面劑量之穩定性

操作程序：

- 1). 架設水假體來量測縱軸及橫軸剖面劑量，並與接收測試時的基準值比較，紀錄其差異值。
- 2). 量測照野大小 5×40、2.5×40、1.0×40 cm 之縱軸及橫軸剖面劑量圖，與基準值比較，紀錄其差異值，在平坦區需小於 2%，在梯度區需小於 2mm。

iv. 治療床垂直升降、前進後及水平測試

操作程序：

- 1). 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面(SAD85cm)。
- 2). 操作治療床垂直升降，將治療床上下各移 10cm，移動時觀察位置位移變化情形，變化需小於 2%。

- 3). 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面(SAD85cm)。
- 4). 操作治療床前進後退移動，各移 10cm，移動時觀察位置位移變化情形，變化需小於 2%。
- 5). 將水平儀放置在治療床的四個角落，量測治療床橫向及縱向之水平。
- 6). 量測時將治療床遠離治療儀，觀察各位置水平變化情形，並記錄之。

e) 電腦刀實測檢查，項目及操作程序如下：

i. 光子輸出劑量

操作程序：

- 1). 在 SAD=800mm 下架設假體，裝上初始校正時的準直椎筒(如 6 公分 Cone)。
- 2). 將游離腔裝置於初始校正時深度(如 1.5 公分)
- 3). 依 AAPM TG-21 或其他報告書作業，進行劑量量測，並計算劑量值。

ii. 光子射束中心軸於治療深度之劑量參數

操作程序：

- 1). 在 SAD=800mm 下架設固態水假體，裝上 6 公分的準直椎筒(Cone)。
- 2). 分別將游離腔裝置於最大劑量深度及 10 公分深處，施予照射及計讀。
- 3). 將(2.)計讀的 PDD(10cm)值與初始驗收時的 PDD(10cm)值相比對，確保其值正常。

iii. 光子對稱與平坦性

操作程序：

- 1). 在 SSD=800 mm 下架設下架設固態水假體，裝上 6 公分的準直椎筒 (Cone)。
- 2). 將游離腔裝置於最大劑量深度。
- 3). 移動治療床，分別計讀中心點及其前、後、左、右 2 公分處等共 5 個點的劑量值。
- 4). 以中心點值為分母，前、後、左、右 2 公分處值為分子，求出 OCR 值。

- 5). 將此 OCR 值與初始驗收時的 OCR 值相比對，確保其值正常。
- 6). 上述作業也可用 Film 或 Beam Profiler 代替。

iv.治療床移動準確性及影像導引系統 (Target Locating System) 準確性

操作程序：

- 1). 在 SSD=800mm 下將方格紙置於治療床上，分別移動治療床上、下、前、後、左、右各 10 公分，檢視其顯示是否正確。
- 2). 先取得假體的一組電腦斷層影像，透過電腦治療計劃系統 (Treatment Planning System, TPS)完成此假體兩組分別為 45 度及 315 度方向的數位重組影像。
- 3). 將假體置於電腦刀的治療床上，以 kV - X 光機先取得一組數位影像 (DR, digital radiography, DR),再與電腦治療計劃(TPS)的 DRR 實際比對其頭顱的相對位置。
- 4). 透過具有比對功能的軟體，治療床會自動移動至包括 5 度以內上下旋轉角的正確的治療位置，但是治療床左右旋轉角 (順/逆時鐘) 則需要手動調整。
- 5). 待治療床調整完畢後，TLS 系統再依據移動數據和實際的量測值計算出靶區平移軸(Translation)、旋轉軸(Rotation) 的誤差。

f) 加馬刀實測檢查，項目及操作程序如下：

i. 輸出劑量

操作程序：

- 1). 使用 18mm 之準值儀。
- 2). 使用已校正之小型游離腔，置於半徑 8 公分之假體中，病架於治療機上量測中心點之讀值。
- 3). 記錄溫度與大氣壓力。
- 4). 電量計歸零。
- 5). 當電量計穩定時，所有人員離開治療室並關上治療室鐵門。

- 6). 游離腔與電量計連接，量測前暖機數分鐘。
- 7). 輻射照射游離腔 1 分鐘 5 次，並分別記錄五次的讀值。
- 8). 取五次讀值的平均值，計算經溫壓與校正因子修正後之劑量輸出 (cGy/min)，與預期值比較並計算其百分誤差。
- 9). 劑量輸出的百分誤差需在 2% 內，若超出誤差容許值需立即調整劑量輸出誤差至 2% 內。

ii. 治療計劃系統中心位置與量測中心位置之準確性

操作程序：

- 1). 將聚合膠片剪成適當之大小後置於八公分直徑假體中，並在球之中心點處已間物再膠片上刺一小洞。
- 2). 將假體球架在治療機上對球中心點給予足夠之劑量使膠片黑化。
- 3). 使用底片掃描儀將膠片掃描後藉由膠片劑量分析軟體畫出兩個中心軸之劑量剖面分布。
- 4). 分析針洞與劑量剖面中心之位置差異是否小於容許值。

iii. 計時器準確性

操作程序：

- 1). 以經校正過的計時器比對加馬刀內部的，準確性誤差需在 0.01min 內。

iv. 機械中心點吻合測試

操作程序：

- 1). 將聚合膠片剪成適當之大小後置於八公分直徑假體中，並在球之中心點處已間物再膠片上刺一小洞。
- 2). 將假體球架在治療機上對球中心點給予足夠之劑量使膠片黑化。
- 3). 使用底片掃描儀將膠片掃描後藉由膠片劑量分析軟體畫出兩個中心軸之劑量剖面分布。
- 4). 分析針洞與劑量剖面中心之位置差異是否小於容許值。

3. 現場查核工作

針對國內放射治療臨床單位地理位置分佈情形，以台中為區隔，台中以北為北區（含東部但不含台中），其餘為南區。由兩組受訓完成的專任研究助理分別依照制訂的現場查核工作紀錄評核表依排定時程執行查核。

- (1) 事前協調。現場查核前應完成聯繫各醫療院所安排現場查核日期與時間，並完成排程表。
- (2) 現場書面審查與訪談。該組專任研究助理將於排定之日期約早上 9：30（含車程）到達該受檢單位，請對方提供本計畫所列需審查之書面資料，進行現場書面審查與訪談。
- (3) 品保作業項目現場量測查核。本研究之現場查核設備包括醫用直線加速器、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀。依照臨床經驗，一般而言，其臨床使用時間的頻率，近接治療設備 < 加馬刀 < 電腦刀 < 電腦斷層治療機 < 醫用直線加速器。此外，一家醫療院所常同時具備多種放射治療設備。因此，現場量測查核將依照臨床使用的情形，彈性調整治療設備的查核時間。在現場書面審查與訪談結束後，若該單位某項治療設備已完成當日的臨床工作，將優先執行現場量測查核。所有現場量測查核工作將與該單位之品保作業專業人員共同完成。

現場量測查核之工作時間需配合臨床作業，若該受檢單位之臨床業務處於極度忙碌的狀態，其例行性的品保作業乃利用夜間加班時段或假日執行，則現場量測查核之工作時間將彈性配合，但以不違背勞基法所規定之工作時間為原則。

專任研究助理每次查核之數據整理完畢後立即向計畫主持人或共同主持人回報，每週例行性於北區及南區召開訪查結果討論會，由計畫主持人或共同主持人主持會議，分析當週的查核結果，若發現有明顯失當之處，將立即與該單位聯繫，確認問題所在，並立即尋求解決的方法，處理過程即刻彙整送原能會。檢查之數據每 2 週彙整後送原能會。

項目二、建立國內醫療院所放射治療劑量準確性與品質保證作業管控資料庫

- (一) 進行放射治療設備的輸出劑量校驗方法及其誤差分析、輸出劑量及射束能量準確性

之統計分析。

藉由執行項目一所蒐集的資料，包括：

- (1) 國內所有使用中的醫用直線加速器、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀放射治療設備的機型及射源或 x 射線的形式的詳細資料。
- (2) 國內所有放射治療醫療業務單位執行品保作業的完整資料，包括游離腔及電量計校驗報告、劑量校驗使用方法及其詳細參數。

建立全國完整的放射治療與品保設備及作業程序的資料。同時，根據現場查核完成之數據，統計分析全國 203 部治療設備實測數據的資料。

(二) 建立具備統計、分析、查詢功能之放射治療劑量資料庫

本研究將蒐集大量且完整的有關放射治療的資料，在建立資料表格時，將召開討論會，集思廣益，確認在工作可負擔的情形下，盡可能的完整蒐集資料。以期能建立完整的放射治療系統資料庫。初步的規劃將蒐集下列資料：

- (1) 治療設備特性數據。Linac 及 MLC 廠牌型號及硬體版本，射束能量，IGRT 系統等。
- (2) 劑量校驗。品保校驗設備；ion chamber, well chamber, electrometer, water phantom, solid phantom, 2D QA check device. 劑量校驗方法：TG-21 or TG-51 or TRS-398. 完整的劑量校驗工作表。
- (3) TPS 廠牌型號及軟體版本
- (4) 醫療單位及人員狀況與品保作業情形。治療機數量，品保專業人員數量，每日治療病人數量，品保作業執行時間。
- (5) 全國放射治療機所有現場查核數據的準確性分析資料。

透過以上資料的蒐集可建立起具備統計、分析、查詢功能之放射治療劑量資料庫。

項目三、放射治療計畫系統的劑量驗證與分析

在放射治療的流程中，電腦治療計畫系統 (Treatment Planning System, TPS) 扮演極為重要的角色，尤其在放射治療進入強度調控的時代，照射到病患的輻射劑量分佈必須倚重 TPS 做出準確的計算，事先藉由評估 TPS 所計算的劑量分佈及腫瘤與器官接受劑量的統

計資料，來判斷此治療計畫是否適用，或可能的治療效果為何。因此，確保治療計畫計算劑量的準確性是非常重要的工作。

本年度的工作著重在書面資料查核與建立 TPS 治療計畫的劑量驗證的程序。

(1) 書面資料查核。

- i) TPS 廠牌型號及軟體版本
- ii) 確認 Beam data 的來源方式 (自行量測或使用原廠提供資料)
- iii) 執行 TPS 劑量驗證的紀錄資料
- iv) 執行治療計畫劑量驗證的紀錄資料

(2) 治療計畫劑量驗證。比較各單位治療計畫計算的劑量分佈資料與量測的劑量分佈的差異。使用的方法參考方程式一所述的 gamma index 評估法，設定 $\Delta d_{\max} = 3 \text{ mm}$, $\Delta D_{\max} = 3\%$ ，分析含括靶目標的 2 個冠狀平面，治療計畫計算的劑量計算點與實測值，其 Γ 值 < 1 (passing rate) 的比例為何。藉此建立完整的研究方法，作為後續全面性訪查的基礎。

方程式一：

$$\gamma(x_r, y_r) = \min_{x_c, y_c} \{\Gamma_r(x_c, y_c, D_c)\}$$

with

$$\Gamma_r(x_c, y_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_{\max}^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2}}$$

where

$$\Delta r = |\vec{r}_c - \vec{r}_r| = (x_c - x_r)^2 + (y_c - y_r)^2$$

and

$$\Delta D = D_c(\vec{r}_c) - D_r(\vec{r}_r).$$

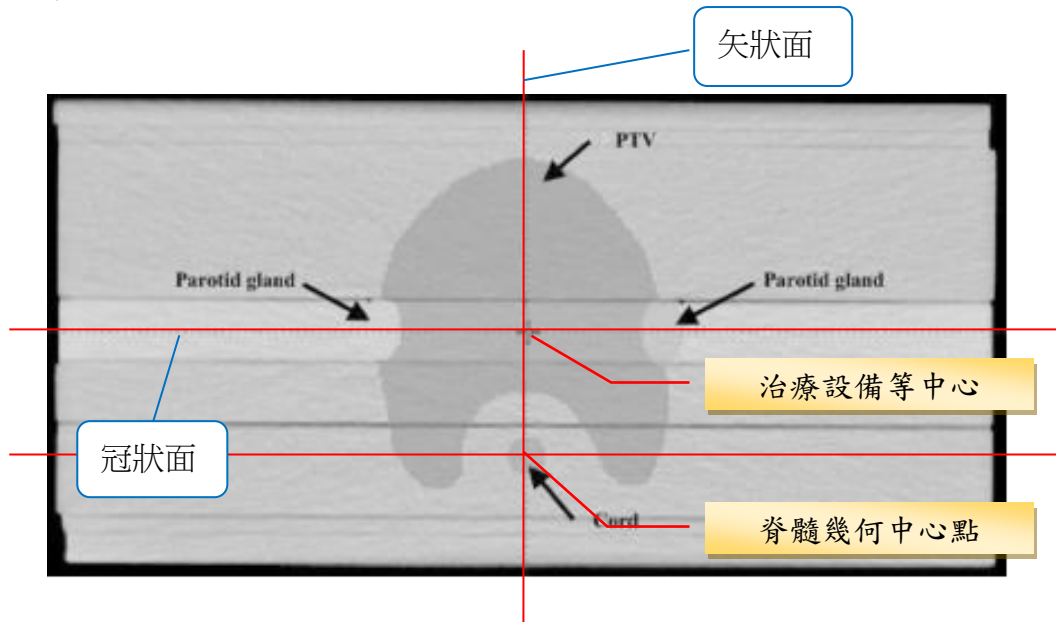
治療計畫劑量驗證的執行程序如下：

- i) 以不同厚度的等組織固態假體堆疊成 $30 \times 30 \times 24 \text{ cm}^3$ 的體積來模擬病患，並且將此假體以 3.0 mm 為切片厚度及切片間隔執行電腦斷層掃描 (CT)，建立該假體的 CT 影像資料。
- ii) 參考 AAPM TG-119 號報告的方式，以假體 CT 影像重建的 3D 影像，在此 3D 影像描繪腫瘤靶目標及危急器官，危急器官包括耳下腺 (parotid gland) 及脊髓

(spinal cord)。

- iii) 依據臨床治療頭頸部腫瘤的劑量處方及正常組織的劑量限制規範，請各參與之臨床單位依據條件完成電腦治療計畫。
- iv) 電腦治療計畫完成後與計畫專任助理聯繫，由專任助理攜帶 EBT3 膠片至現場照射平面劑量，同時，將所照射之電腦治療計畫以 DICOM RT 格式輸出，由助理攜回作比對分析之用。
- v) 治療劑量量測之 2D 平面（冠狀面）包括治療設備等中心(isocenter)位置及通過脊髓幾何中心點所在之位置（參考圖一）。

圖一：



- vi) 量測完成之膠片統一由計畫專任助理進行分析。

項目四、進行多葉準直儀品質保證作業輔導訪查，評估多葉準直儀納入醫療曝露品質保證作業之可行性

為因應使用多葉準直儀執行強度調控放射治療的普遍性，多葉準直儀的品保作業試行辦法也將列入實地訪查的內容。

1. 進行國內醫用直線加速器及電腦斷層治療機多葉準直儀輻射醫療曝露品質保證作業訪查，訪查數據每 2 週彙整後送原能會。

(A) 醫用直線加速器訪查項目應包含：

(1) 多葉準直儀之光照野與輻射照野吻合度

操作程序：

1). 使用儀器廠商內建檔案或是自行製作兩種以上不同形狀照野。

[若為 Varian Millennium 120 系統, 可使用 Varian 內建的 MLC QA 檔案:

StatML120.MLC 內的 LF VS 10×10 或 LF VS 24×24 檔案]

2). 加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向 (0° 或 180°), SSD 設定為 100 cm。

3). 開啟 MLC 設定檔案, 確認 jaw 照野大於 MLC 照野。

4). 開啟光照野系統使其投影在輻射成像膠片或方格紙上, 標記光照野位置後啟動輻射, 以輻射成像膠片或其他成像裝置取得輻射照野。

5). 分析 MLC 光照野與輻射照野之吻合度情況。

6). 紀錄分析結果, 確認符合效能判定準則。

(2) 備用輻射遮檔器(Backup diaphragms)與多葉準直儀相對位置之準確性(此項校驗僅適用具備此裝置之加速器)

操作程序：

1). 加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向 (0° 或 180°), SSD 設定為 100 cm。

2). 開啟設定照野檔案, 使其投影在方格紙上。

3). 分析備用準直儀照野與 MLC 照野的相對位置與預設位置吻合情形。

4). 紀錄分析結果, 確認符合效能判定準則。

(3) 葉片遷移速度

(此項作業僅適用於使用動態強度調控與弧形強度調控治療技術的加速器)

操作程序：

1). 使用儀器廠商內建檔案或是自行製作 MLC 遷移序列檔案。

[若為 Varian Millennium 120 系統, 可使用 Varian 內建的 MLC QA 檔案:

M1Mill120.DOS]

2). 加速器旋轉臂置於水平方向 (90° 及 270°), 執行設定的強度調控序列檔案, 計算 MLC 遷移速度。

[若執行 M1Mill120.DOS 檔案，葉片遷移速度計算方式如下：

- a. 設定 MU 值為 100 MU, MU rate 為 600 MU/min.
 - b. Beam on, 紀錄實際 Beam on 的 MU rate (X MU/min)及 MLC 在 100 MU Beam on 時間內往返遷移的總距離(l)
 - c. 葉片遷移速度(cm / sec) $\cong l$ (cm) / (100 (MU) / X (MU/min) \times 60 (sec/min))
- 3). 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

(4) 葉片位置準確度

操作程序：

- 1).使用儀器廠商內建檔案或是自行製作 MLC QA 檔案(例如 picket fence)。
[若為 Varian Millennium 120 系統，可使用 Varian 內建的 MLC QA 檔案：
StatML120.MLC 內的 leaf position 5 cm, leaf position A -10 cm, leaf position B -10 cm, leaf position 15 cm 檔案]
- 2). 加速器旋轉臂置於 0° 或 180° 或 90° 或 270° (每月執行不同方向)，SSD 設定為 100 cm。
- 3). 開啟設定 MLC 檔案，使其投影在方格紙上或其他成像裝置分析葉片位置準確度。
- 3). 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

(5) 葉片位置再現性

操作程序：

- 1).使用儀器廠商內建檔案或是自行製作 MLC QA 檔案(例如 picket fence)。
[若為 Varian Millennium 120 系統，可使用 Varian 內建的 MLC QA 檔案：
StatML120.MLC 內的 Repeatability 檔案]
- 2). 加速器旋轉臂分別置於 0° , 180° , 90° 及 270° ，SSD 設定為 100 cm。
- 3). 重複開啟 MLC 設定檔案及 MLC 全開檔案，使其投影在方格紙上或其他成像裝置分析 MLC 位置重複之差異性。
- 4). 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

(6) 葉片輻射中心點準確度

操作程序：

- 1). 使用儀器廠商內建檔案或是自行製作 MLC QA 檔案。

[若為 Varian Millennium 120 系統, 可使用 Varian 內建的 MLC QA 檔案:

StatML120.MLC 內的 Spoke shot 檔案]

- 2). 將輻射成像膠片或其他成像裝置妥當固定於治療床上，藉 Laser 系統調整成像設備之幾何中心點位於加速器的等中心點。
- 3). 設定多葉準直儀照野為細長條形狀，依序改變旋轉臂角度照射成像設備取得細條狀交叉影像。
- 4). 重複步驟 2) 及 3)，但適當調整成像設備的位置，使依序改變準直儀角度的程序可以在成像設備得到細條狀交叉影像。
- 5). 重複步驟 2) 及 3)，但適當調整成像設備的位置，使依序改變治療床角度的程序可以在成像設備得到細條狀交叉影像。
- 4). 分析多條不同角度之細條狀影像中心線交叉內接圓之大小。
- 5). 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

(7) 葉片穿透率

操作程序：

- 1). 設定旋轉臂至射束輸出劑量校正作業時之位置（一般為正上方， 0° 或 180° ， $SAD = 100\text{ cm}$ ），設定準直儀（jaw）之照野至最大（一般為 $40 \times 40\text{ cm}^2$ ），MLC 全關，照射輻射成像膠片或其他成像裝置找出穿透率最高的位置。
- 2). 調整照野至射束輸出劑量校正作業時之照野（一般為 $10 \times 10\text{ cm}^2$ ）。紀錄輻射測量儀受到固定 MU 值（例如 500 MU）照射之讀值。
- 3). 設定準直儀（jaw）之照野至最大，葉片全關，在步驟 1) 找出的穿透率最高的位置下，給予同步驟 2) 的 MU 照射，紀錄輻射測量儀之讀值。
- 4). 所有光子射束能量都需量測。
- 5). 計算所有光子射束能量的 MLC 穿透率。

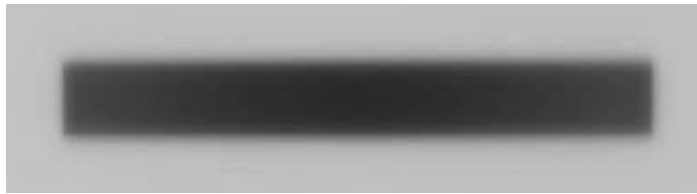
6). 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

(B) 電腦斷層治療機訪查項目應包含：

(1) 準直儀葉片穿透率

操作程序：

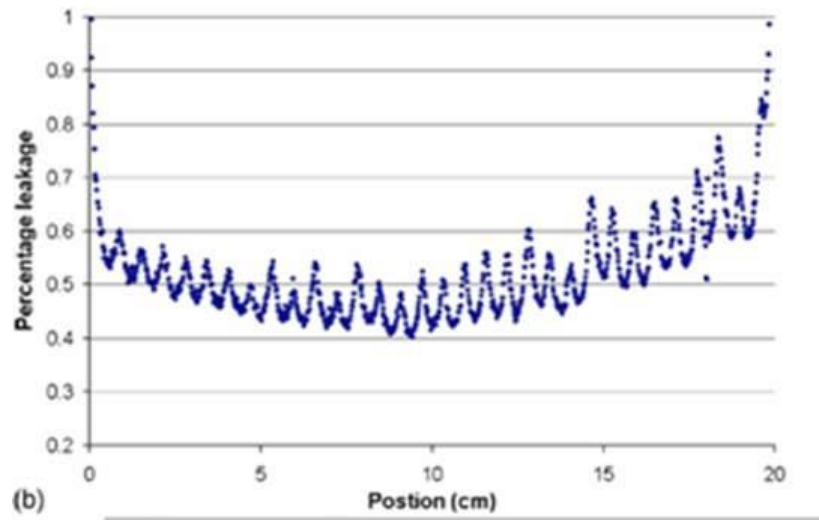
- 1). 設定旋轉臂至劑量校正時之正確位置，一般為正上方(0°)，SAD=85 公分，設定照野為 $2.5 \times 40 \text{ cm}^2$ 。
- 2). 將膠片固定於 5 cm 假體上，調整至 SAD 位置 (注意校正 table sag)，膠片上標記 Overhead and Bore green lasers 所呈現的 X 及 Y 軸位置，上方蓋 1.5 cm 假體。
[若使用 EBT 或 RTQA 膠片，可裁切膠片為長條形 ($5.0 \times 40 \text{ cm}^2$)]
- 3). 設定葉片全開，給予膠片固定時間之輻射照射。(若使用 EDR2 film，照射時間可設為 10 sec.；使用 EBT 或 RTQA film，照射時間可設為 15 sec.)



- 4). 重複步驟 2)，放置另一張膠片，設定葉片全關，給予膠片固定時間之輻射照射。
(若使用 EDR2 film，照射時間可設為 300 sec.；使用 EBT 或 RTQA film，照射時間可設為 450 sec.)



- 5). 照射完成後，分別將膠片掃描並以分析軟體取得其 X 軸強度分佈圖 (profile)。
[若使用 EBT 或 RTQA 膠片，照射完成後應放置 4 小時以上再進行掃描分析]
- 6). 分析葉片穿透率時，需詳細對正兩張膠片所標記的雷射位置，因葉片全開與葉片全關的照射時間相差 30 倍，在 X 軸強度分佈圖上對應 X 軸位置的黑化度讀值需修正其照射時間差異，修正後，以葉片全關除以葉片全開的讀值取得其不同位置的葉片穿透率數據。

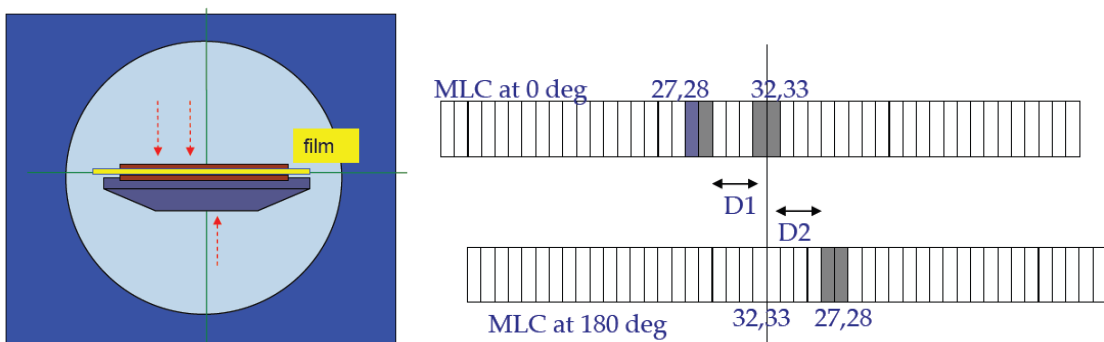


7). 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

(2) 多葉式準直儀旋轉中心之扭曲測試

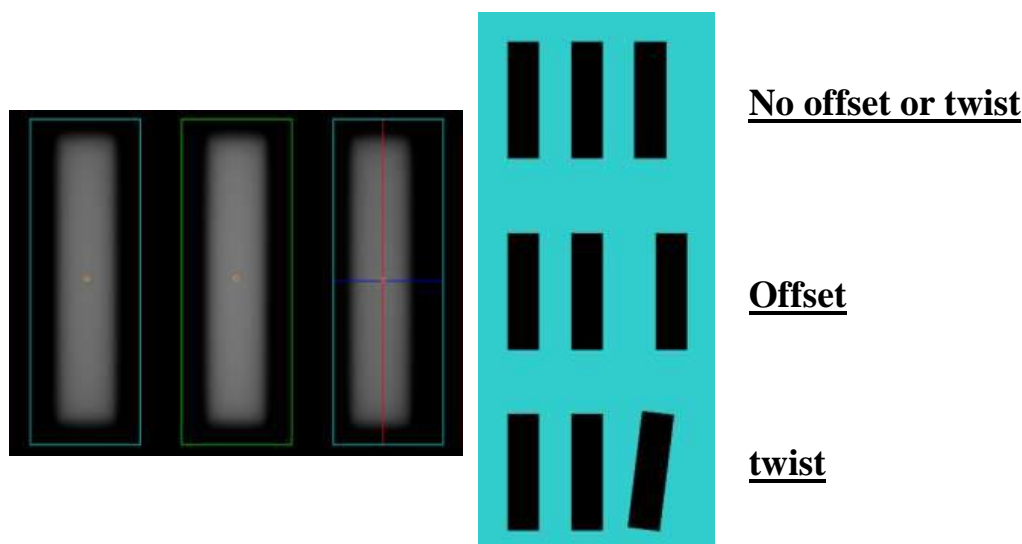
操作程序：

- 1). 此項主要確認 MLC 的位置是否在 gantry 旋轉方向的中心。
- 2). 將膠片固定於 5 cm 假體上，調整至 SAD 位置（注意校正 table sag），膠片上標記 Overhead and Bore green lasers 所呈現的 X 及 Y 軸位置，上方蓋 5 cm 假體。
[若使用 EBT 或 RTQA 膠片，可裁切膠片為長條形（ $8.0 \times 25 \text{ cm}^2$ ）]
- 3). 在控制室電腦選取"MLC center/Gantry Isocenter"照射檔案，並分別執行 0° 及 180° 的照射。



- 4). 照射完成後，將膠片掃描並以分析軟體"Film Analyzer"中的"Tools>MLC center/Gantry Isocenter"工具分析多葉式準直儀旋轉中心之扭曲測試結果。

[若使用 EBT 或 RTQA 膠片，照射完成後應放置 4 小時以上再進行掃描分析]



5). 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

醫用直線加速器及電腦斷層治療機多葉準直儀品保作業項目與誤差容許值歸納建立於表一與表二。

2. 分析前述訪查結果，並提出未來將多葉準直儀納入醫療曝露品質保證作業之具體建議

本研究計畫完整調查國內直線加速器及電腦斷層治療機施行多葉準直儀品保作業的情形，將實際執行多葉準直儀品質保證作業項目、容許誤差值與操作程序書等議題提出具體建議。

表一、醫用直線加速器多葉形準直儀品質保證項目與誤差容許值

| 每月 | | |
|----------------------|-----------------------------|-------------------------------------|
| 項目 | 適用事項 | 結果或誤差容許值 |
| 光照野與輻射照野吻合度 | 所有光子射束能量 | 2 毫米以下 |
| 備用輻射遮檔器與多葉準直儀相對位置準確性 | 只適用具備此裝置的廠牌 (例如: ELEKTA) | 2 毫米以下 |
| 葉片遷移速度 | 動態強度調控與強度調控弧形治療技術適用 | 大於[最大遷移速度-0.5(cm/sec)] |
| 葉片位置準確度 | | 非強度調控治療技術：2 毫米以下 強度調控治療技術：1 毫米以下 |

| 年度 | | |
|------------|----------|-------------------------------------|
| 項目 | 適用事項 | 結果或誤差容許值 |
| 葉片穿透率 | 所有光子射束能量 | [基準值+0.5%]以下 |
| 葉片位置再現性 | | 非強度調控治療技術：2 毫米以下 強度調控治療技術：1 毫米以下 |
| 葉片輻射中心點準確度 | | 半徑 1 毫米以下 |

表二、電腦斷層治療機多葉形準直儀品質保證項目與容許值

| 年度 | | |
|-----------------|-----------------------|--------------|
| 項目 | 適用事項 | 結果或誤差容許值 |
| 葉片穿透率 | 葉片與葉片間的最大穿透率量測 | [基準值+0.5%]以下 |
| 多葉式準直儀旋轉中心之扭曲測試 | MLC 位置是否在gantry 旋轉的中心 | 1 毫米及 1 度以下 |

項目五、提升國內醫療院所放射治療輻射醫療曝露品保人員專業能力

(一) 每年舉辦放射治療醫療曝露品質保證專業課程及實作訓練課程各 2 場。

為協助國內放射治療品保業務執行之工作人員更深入瞭解全國品保業務執行的狀況及更有效正確執行品保作業的方法，將於每年 12 月，北部與南部各辦一場品質保證專業課程及實作訓練課程。公開討論與分享研究經驗，建立品保作業的共識。

(二) 輔導醫療院所品保人員（每年至少 70 人）熟悉多葉準直儀品質保證作業程序、輻射劑量計校正程序及相關放射治療技術實際量測流程。

本研究計畫每年完成約 203 部治療設備品保檢查作業，因為採取協同臨床品保專業人員共同執行的方式，估計國內有 76 家醫療院所提供放射治療服務，約 1.5 人協同完成本次作業，透過本計畫，至少每年可以輔導約 100 名臨床品保專業人員更瞭解多葉準直儀品質保證作業程序、輻射劑量計校正程序及相關放射治療技術實際量測流程。

項目六、產出量化值

(一) 完成論文投稿。

104 年度的研究論文主題將著重在輻射曝露品質保證作業在國內推行的現況分析，比較執行項目與臨床作業的關係，藉以評估該項目之適切性。分析劑量校驗方法與準確性之關係，藉以建議出最便利有效的校驗方法。評估醫療單位之人員分配狀況與品保作業的執行成效，藉以評估建議出最適切的人力分配。

(二) 碩士生培育 2 人（每年至少 1 人）。

本研究之內容涉及全國性輻射曝露品質保證作業推行多年下的實際執行結果分析，足以成為碩士研究論文，因此，將每年協助專任研究助理執行碩士研究論文撰寫。

(三) 研究報告 2 篇(每年至少 1 篇)。

本研究將於每年 12 月 31 日前完成研究報告，送交原能會。

(四) 形成教材 2 份。

本研究將研究過程及資料蒐集之內容編寫成書面及電子教材，區分為輻射劑量計校正程序及放射治療品質保證作業程序，供有意發展成為品保專業人員或建立品保作業程序之單位參閱及依循。

四、重要參考文獻

1. International Agency for research on Cancer (IARC) press release No.201, 2010
2. 國家癌症防治五年計畫，行政院衛生署，2005
3. AAPM Report No. 85. 2004.
4. ICRU (1976). "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures," ICRU Rep. 24, International -Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, MD.
5. G. J. Kutcher, "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40," Med. Phys. 21,581–618 (1994).
6. E. E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F.F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, L. Ma, B. Arjomandy, C. Liu, C. Sandin, and T. Holmes, "Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators", Med. Phys. 36, 4197 (2009).
7. Radiation Therapy Committe Task Group 21, American Association of Physicists in Medicine, A protocol for determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 10 (6), 741-771 (1983).
8. Radiation Therapy Committe Task Group 51, American Association of Physicists in Medicine, AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 26 (9), 1847-1870 (1999).
9. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy , An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, INTERNATIONAL

ATOMIC ENERGY AGENCY, TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398. 2000.

10. K. M. Langen, N. Papanikolaou, J. Balog, R. Crilly, D. Followill, S. M. Goddu, W. Grant, III, G. Olivera, C. R. Ramsey, and C. Shi, "QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148", Med. Phys. 37, 4817 (2010)
11. Gary A. Ezzell, Jay W. Burmeister, Nesrin Dogan, Thomas J. LoSasso, James G. Mechalakos, Dimitris Mihailidis, Andrea Molineu, Jatinder R. Palta, Chester R. Ramsey, Bill J. Salter, Jie Shi, Ping Xia, Ning J. Yue and Ying Xiao, "IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119" Med. Phys. 36 (11), 5359-5373 (2009).

肆、研究過程與結果

項目一、放射治療設備輻射安全及醫療曝露品質保證作業檢查

1. 治療單位及其設備資料彙整更新

彙整治療單位及其設備資料，更新 103 年度蒐集資料。內容包括：工作單位名稱，工作單位編號，地址，電話，設備類別，設備/物質執照號碼，有效日期(撤廢日期,停用截止日期,查封日期)，廠牌，型號，序號，持有目的，裝設日期，光子射束能量，電子射束能量，MLC 型號，MLC 最大寬度(cm @ isocenter)，MLC 最小寬度(cm @ isocenter)，IGRT 系統型號，劑量校驗方法，劑量校驗假體，光子射束劑量校驗條件，電子射束劑量校驗條件，射束平坦性與對稱性校驗設備，電腦治療計畫系統，Beam data (自行量測或使用原廠提供資料)，此設備品保作業人數，工作單位醫學物理師人數，醫學物理學會甄審及格醫學物理師人數，平均每日服務病人量，平均執行每月品保作業所需時間(hr)。

彙整本計畫執行之全國治療設備；包括：醫用直線加速器 (Linac)，含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備(Brach)，電腦斷層治療機(Tomo)，電腦刀(Cyber)，加馬刀(Gamma) 其數目及分佈區域資料列示於表三。依治療資源分析，以台灣 2 千 3 百萬人口計算，包含近接治療設備，治療設備資源約為 8.8 台/百萬人，若僅考慮遠隔治療設備，遠隔治療設備資源約為 7.3 台/百萬人。

2. 品保作業項目現場量測查核

本年度計畫執行之所有品保項目，藉由資料收集與討論修改後，現場查核結果在依循臨床單位所制訂的程序書執行下，皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。

圖二呈現本年度計畫執行放射治療設備光子與電子射束輸出劑量準確性校驗的訪查結果統計，超過 80% 以上的檢查射束輸出劑量準確性在 1% 以內。

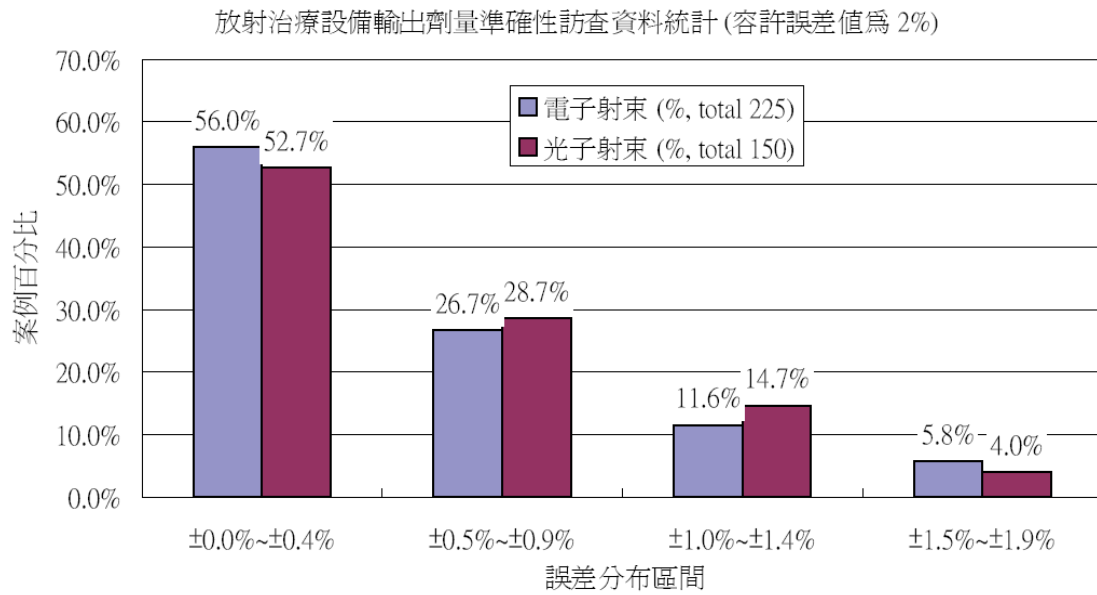
圖三為本年度計畫執行放射治療設備光子與電子射束輸出能量準確性校驗的訪查結果統計，光子射束的能量準確性明顯較電子射束好，高於 95% 以上的光子射束輸出能量準確性在 1% 以內。

表三、彙整統計本計畫執行設備數目及分布區域

| | Linac | Gamma | Brach | Tomo | Cyber | 合計 |
|----|-------|-------|-------|------|-------|----|
| 北區 | 56 | 2 | 15 | 11 | 4 | 88 |
| 中區 | 28 | 3 | 9 | 4 | 0 | 44 |
| 南區 | 47 | 2 | 10 | 4 | 2 | 65 |
| 東區 | 4 | 1 | 1 | 0 | 0 | 6 |
| 合計 | 135 | 8 | 35 | 19 | 6 | |

所有設備合計 **203**

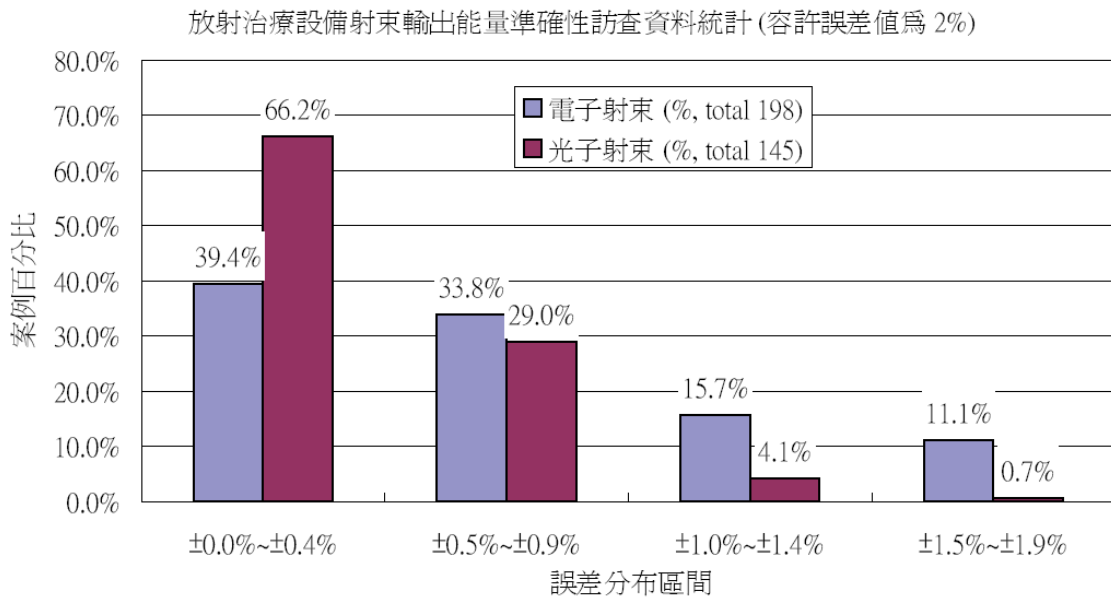
圖二、104 年度放射治療設備光子與電子射束輸出劑量準確性校驗訪查結果



表四呈現本計畫執行光子射束平坦性校驗工作的訪查結果統計。放射治療射束品質的維護，除了參考劑量的輸出劑量校驗及有關射束能量的深度劑量校驗外，射束剖面劑量分佈特性的校驗是另一個重點，也是較容易發生變化影響射束品質的校驗工作。在此項目的作業程序規定，測量值依照規定的射束平坦性公式計算出射束的平坦性數值後，比對使用單位建立的基準值，二者的差異在容許值內即為合格。本計畫上年度曾提出歸納整理，針對不同治療設備及不同能量提出射束平坦性的建議基準值，以及平坦性計算公式的正確引用。本年度的訪查發現在此部分已有明顯改善，達到了精進品保作業的目的。此外，近年來已裝設多台最新型的直線加速器治療機，具備有移除整平濾片（Flattening filter free）的射束，在射束的剖面劑量分佈上，已不具有平坦的特性，因此，擬建議針對此類射束，在品保作業上不執行平坦性校驗，僅執行對稱性檢查。

現場查核結果在依循臨床單位所制訂的程序書執行下，皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。

圖三、104 年度放射治療設備光子與電子射束輸出能量準確性校驗訪查結果



表四、Linac 光子射束照野 20 cm²，深度 10 cm 處，劑量橫與縱剖面平坦度統計分析表。

[A , B system 分別代表國內主要使用的兩種直線加速器品牌]

| | beam flatness | 6X | | 10X | | 4X | | 15X | |
|----------|-----------------|------------|-------------|------------|-------------|-----------|-------------|------------|-------------|
| | | In-plane | Cross-plane | In-plane | Cross-plane | In-plane | Cross-plane | In-plane | Cross-plane |
| A SYSTEM | ≤ 2.0% | 40.0% (14) | 30.3% (10) | 39.4% (13) | 35.5% (11) | --- | --- | 100.0% (1) | 100.0% (1) |
| | > 2.0% & ≤ 2.5% | 25.7% (9) | 36.4% (12) | 36.4% (12) | 35.5% (11) | --- | --- | --- | --- |
| | > 2.5% & ≤ 3.0% | 22.9% (8) | 15.2% (5) | 12.1% (4) | 19.4% (6) | 33.3% (1) | 66.7% (2) | --- | --- |
| | > 3.0% & ≤ 3.5% | 5.7% (2) | 12.1% (4) | 6.1% (2) | 0.0% (0) | --- | --- | --- | --- |
| | ≥ 3.5% | 5.7% (2) | 6.1% (2) | 6.1% (2) | 9.7% (3) | 66.7% (2) | 33.3% (1) | --- | --- |
| | ≤ 2.5% | 65.7% | 66.7% | 75.8% | 71.0% | --- | --- | --- | --- |
| | ≤ 3.0% | 88.6% | 81.8% | 87.9% | 90.3% | --- | --- | --- | --- |
| B SYSTEM | ≤ 2.0% | 38.7% (12) | 41.9% (13) | 77.8% (21) | 70.4% (19) | --- | --- | --- | --- |
| | > 2.0% & ≤ 2.5% | 35.5% (11) | 41.9% (13) | 14.8% (4) | 22.2% (6) | --- | --- | --- | --- |
| | > 2.5% & ≤ 3.0% | 16.1% (5) | 9.7% (3) | 3.7% (1) | 7.4% (2) | --- | --- | --- | --- |
| | > 3.0% & ≤ 3.5% | 3.2% (1) | 3.2% (1) | 3.7% (1) | 0.0% (0) | --- | --- | --- | --- |
| | ≥ 3.5% | 6.5% (2) | 3.2% (1) | 0.0% (0) | 0.0% (0) | --- | --- | --- | --- |
| | ≤ 2.5% | 74.2% | 83.9% | 92.6% | 92.6% | --- | --- | --- | --- |
| | ≤ 3.0% | 90.3% | 93.5% | 96.3% | 100.0% | --- | --- | --- | --- |

項目二、建立國內醫療院所放射治療劑量準確性與品質保證作業管控資料庫

藉由執行項目一所蒐集的資料，進行治療設備資料及品保校驗資料之統計分析。本研究總計收集 76 家放射治療臨床單位，共計 135 台直線加速器，8 台加馬刀，35 台近接治療機，19 台電腦斷層治療機，6 台電腦刀的資料。目前已完成資料庫建檔，根據資料庫中的治療設備基本資料及現場查核品保校驗資料，對於全國放射治療設備與品保執行作業情形可以更充分的掌握，對於後續的追蹤查核與品質改進提供完整的數據。

表五顯示直線加速器各種機型在全國各區域分佈的情形。因應越來越複雜的治療技術，新型加速器在控制元件的設計也越趨嚴格，所表現出來的射束品質與機械運動位置的準確性也越高。而國內使用的直線加速器治療機主要分為 Varian 及 Elekta 兩大品牌，而主要的機型為 Elekta SYNERGY 與 Varian CLINAC IX。其表現出來的射束特性與機械運動準確性也有不同。藉由資料庫的建立，可以分析此兩大治療機系統在國內的使用分佈情形，同時瞭解在品保作業上的表現差異。

表六顯示針對品保作業劑量量測設備及校驗方法的統計分析資料。此表顯示雖然 TG-21 號報告發表於 1983 年，但是國內佔大多數的醫院仍採用此報告所述的方法執行劑量校驗的工作。分析其原因，可能在於 TG-51 限定僅能在水中執行劑量校驗，對於例行的每月校驗造成困擾，而在 1999 年 TG-51 號報告發表時，眾多比較 TG-21 與 TG-51 的校驗結果的文獻資料顯示，兩者並無明顯的差異，尤其在高能光子射束，差異在 0.5% 以內，而電子射束低能量如 6 MeV，差異約在 1.5% 以內，較高能量則差異在 1% 以內。因此，只要能正確的使用劑量校驗方法，對於臨床治療設備輸出劑量準確性的品保要求，是可以充分滿足的。由於 TG-21 的使用程序較為複雜，本研究資料庫的建立可以協助臨床單位更準確的使用各種校驗方法，同時在進行送審資料查驗時，也能迅速的比對使用相同設備及相同校驗方法的臨床單位的數據，更有效的確保查驗資料的正確性。

表五、直線加速器各種機型在全國各區域分佈的情形

| | 北區 | 中區 | 南區 | 東區 |
|--------------|----|----|----|----|
| Axesse | 1 | 2 | 3 | 0 |
| PRECISE SLI | 5 | 1 | 11 | 1 |
| SYNERGY | 22 | 9 | 11 | 1 |
| Infinity | 1 | 0 | 1 | 0 |
| ONCOR | 0 | 1 | 0 | 0 |
| PRIMUS | 1 | 0 | 0 | 0 |
| MEVATRON M2 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 2100CD | 1 | 0 | 2 | 0 |
| CLINAC 21EX | 1 | 5 | 3 | 1 |
| CLINAC 6EX | 2 | 1 | 0 | 0 |
| CLINAC 600C | 0 | 0 | 1 | 0 |
| CLINAC IX | 14 | 4 | 11 | 0 |
| Trilogy | 1 | 2 | 1 | 1 |
| TrueBeam | 4 | 0 | 0 | 0 |
| TrueBeam STx | 1 | 1 | 0 | 0 |
| Unique | 1 | 1 | 2 | 0 |
| NOVALIS | 1 | 0 | 1 | 0 |
| | 56 | 28 | 47 | 4 |

在表六顯示國內仍有超過半數臨床單位使用 RW3 劑量校驗假體，僅有約 19% 臨床單位使用在 TG-21 報告中所規範使用的 water, acrylic 或 polystyrene 假體，而在 TG-51 報告中則僅能使用 water。因此，在嚴謹的作業要求下，應要求使用單位建立非 TG-21 或 TG-51 所使用假體的假體轉換因子，透過此轉換因子，可以修正因假體造成的劑量差異，進一步提昇劑量校驗工作的準確性。此外，表六顯示國內仍有許多直線加速器治療機使用 TG-51 作為劑量校驗的方法，然而統計資料卻顯示例行每月劑量校驗僅有少數醫療單位填報使用

水作為校驗假體，合理的推論顯示多數醫療單位即使以 TG-51 作為初始劑量校驗或年度劑量校驗的方法，但是例行每月校驗仍以使用固態假體為主。因此，建立非 TG-21 或 TG-51 所使用假體的假體轉換因子確實有其實務上的需要，此建立假體轉換因子的建議已於 103 年度的計畫中提出，本年度計畫執行前已與受檢單位討論，要求嚴格遵照所使用劑量校驗議定書的敘述執行劑量校驗。今年訪查時已有 4 家醫療院所建立假體轉換因子，尚未建立之醫療院所將持續敦促其完成假體轉換因子之建立。

表六、Linac 劑量校驗方法、條件與校驗假體資料表

| | | 北區 | 中區 | 南區 | 東區 |
|---------------------|----------------------------|-------|-------|-------|-----|
| 劑量校驗方法 | TG-21 | 32 | 22 | 44 | 4 |
| | TG-51 | 24 | 6 | 3 | 0 |
| 劑量校驗假體 | polystyrene | 9 | 1 | 8 | 2 |
| | RW3 | 34 | 12 | 24 | 2 |
| | plastic water | 4 | 10 | 8 | 0 |
| | standard grade solid water | 8 | 4 | 3 | 0 |
| | water | 0 | 1 | 4 | 0 |
| | acrylic | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 光子射束劑量校驗條件：照野大小(cm) | 10x10 | 56 | 28 | 47 | 4 |
| SCD (cm) | 100 | 48 | 24 | 47 | 4 |
| | SSD+dmax | 6 | 4 | 0 | 0 |
| | 110 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 電子射束劑量校驗條件：照野大小(cm) | 10cone | 8 | 8 | 21 | 1 |
| | 14cone | 18 | 6 | 9 | 1 |
| | 15cone | 23 | 10 | 13 | 2 |
| IGRT 系統比例 | IGRT/total | 43/56 | 20/28 | 30/47 | 1/4 |

表七呈現放射治療單位電腦治療計畫系統 (TPS)、Beam data 來源及專業工作人力的資料。放射治療的流程中，TPS 扮演極為重要的角色，尤其在放射治療進入強度調控的時代，照射到病患的輻射劑量分佈必須倚重 TPS 做出準確的計算，而 TPS 執行劑量計算必須藉由輸入正確且完整的射束資料 (beam data) 才能建立計算模組，進而做出正確的計算。本計畫蒐集全國使用 TPS 系統及 beam data 來源的資料，在電腦治療計畫系統的劑量驗證與分析工作時，將可以作為實測比對分析的重要資料。在品保作業專業工作人力的分析，

由於放射治療設備每月與年度品保測試主要是由醫學物理師執行，由表七統計的數據可以看出醫學物理師人力仍呈現不足的情形，尤其通過醫學物理學會所辦之甄審考試的物理師在醫療單位所佔的比例仍有待提昇。若以遠隔治療設備數目對應物理師人數作分析，國內超過半數的醫療單位一台遠隔治療設備僅配置一位物理師，在治療技術越趨複雜，品保作業要求越趨嚴格的階段，品保專業人力的配置仍有待提昇。

表七、放射治療單位電腦治療計畫系統、Beam data 來源及專業工作人力資料表

| | | 北區 | 中區 | 南區 | 東區 |
|------------------------|----------|----|----|----|----|
| 電腦治療計畫系統 | Eclipse | 26 | 13 | 16 | 3 |
| | Pinnacle | 23 | 14 | 30 | 1 |
| | iPlan | 1 | 0 | 0 | 0 |
| | Xio | 2 | 0 | 0 | 0 |
| | Monaco | 2 | 0 | 0 | 0 |
| | Plato | 1 | 0 | 1 | 0 |
| | Panther | 0 | 1 | 0 | 0 |
| Beam data | 原廠提供 | 10 | 7 | 10 | 2 |
| | 自行量測 | 45 | 21 | 37 | 2 |
| 醫學物理師人數 / 醫療單位 | 0 | 0 | 1 | 2 | 1 |
| | 1 | 9 | 10 | 8 | 1 |
| | 2 | 6 | 3 | 6 | 0 |
| | 3~5 | 7 | 2 | 7 | 1 |
| | 6~8 | 2 | 2 | 1 | 0 |
| | >8 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| 甄審及格醫學物理師人 數 / 醫療單位 | 0 | 8 | 10 | 9 | 2 |
| | 1 | 8 | 5 | 7 | 0 |
| | 2 | 3 | 1 | 4 | 0 |
| | 3~5 | 7 | 2 | 2 | 1 |
| | 6~8 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| | >8 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 醫學物理師人數 / MV治療機台數 | < 1 | 4 | 4 | 3 | 1 |
| | 1 | 9 | 11 | 12 | 1 |
| | ≥1&<2 | 6 | 1 | 3 | 1 |
| | ≥2&<3 | 6 | 2 | 3 | 0 |
| | 3 | 2 | 0 | 0 | 0 |

表八與表九分別呈現加速器各機型射束能量[(I_{20}/I_{10}) 與 $\%dd(10)_x$]的分析資料。藉此分析資料可以瞭解各機型產生的射束能量的平均值與標準差，一方面瞭解各機型在射束能量的一致性表現，同時對於新機裝設審查時提供重要的參考資料。

表八、Linac 各機型射束能量 (I₂₀/I₁₀) 平均值與標準差統計分析表

| | 6X | | 10X | | 15X | | 6XFFF | | 10XFFF | | 4X | |
|----------------|-----------------|--------|-----------------|--------|----------------|-----|----------------|--------|----------------|--------|----------------|--------|
| | Avg | STD | Avg | STD | Avg | STD | Avg | STD | Avg | STD | Avg | STD |
| CLINAC 2100C/D | 0.667 (n=2) | 0.0078 | 0.740 (n=1) | N/A | 0.756 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| CLINAC 21EX | 0.670 (n=9) | 0.0022 | 0.737 (n=8) | 0.0038 | 0.758 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| CLINAC 6EX | 0.666 (n=2) | 0.0028 | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| CLINAC IX | 0.666 (n=19) | 0.0031 | 0.736 (n=19) | 0.0028 | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| NOVALIS | 0.661 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| TRILOGY | 0.667 (n=3) | 0.0007 | 0.736 (n=3) | 0.0023 | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| TrueBeam | 0.665 (n=2) | 0.0057 | 0.738 (n=2) | 0.0035 | N/A | --- | 0.630 (n=2) | 0.0057 | 0.706 (n=2) | 0.0035 | N/A | N/A |
| UNIQUE | 0.664 (n=2) | 0.0005 | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| MEVATRON M2 | 0.669 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| AXESSE | 0.684 (n=5) | 0.0038 | 0.735 (n=5) | 0.0024 | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| PRECISE-SLI | 0.678 (n=16) | 0.0078 | 0.733 (n=15) | 0.0046 | 0.760 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | 0.629 (n=4) | 0.0137 |
| PRIMUS | 0.681 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| Infinity | 0.677 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | 0.672 (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| SYNERGY | 0.682 (n=27) | 0.0043 | 0.733 (n=24) | 0.0037 | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A | 0.624 (n=1) | N/A |

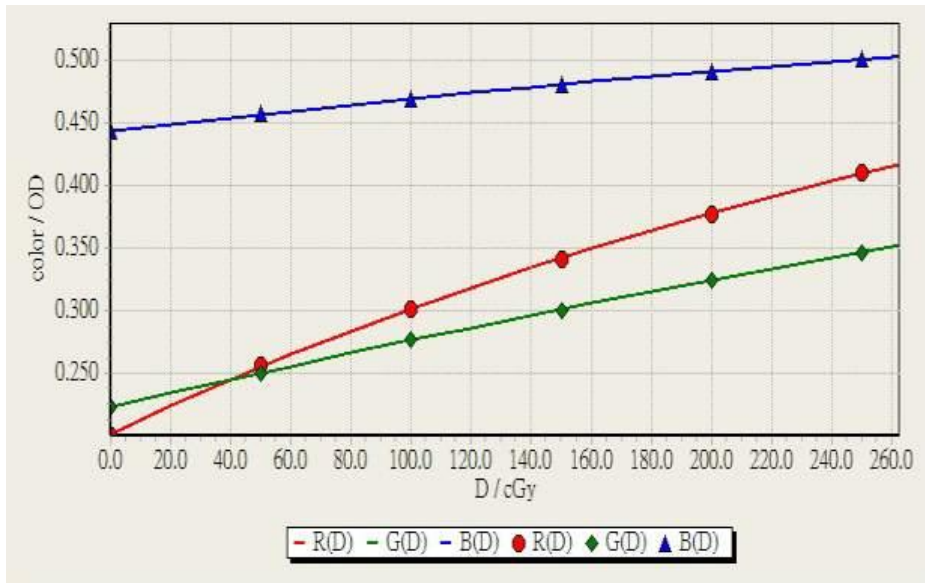
表九、Linac 各機型射束能量 (%dd(10)_x) 統計分析表

| | 6X | | 10X | | 6XFFF | | 10XFFF | |
|--------------|------------------|-------|-----------------|-------|-----------------|-------|-----------------|-------|
| | Avg | STD | Avg | STD | Avg | STD | Avg | STD |
| CLINAC IX | 66.00% (n=3) | 0.30% | 73.03% (n=3) | 0.06% | N/A | N/A | N/A | N/A |
| TrueBeam STx | 66.20% (n=2) | 0.28% | 73.25% (n=2) | 0.21% | 63.25% (n=2) | 0.21% | 70.15% (n=2) | 0.64% |
| ONCOR | 67.00% (n=1) | N/A | 73.70% (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| AXESSE | 67.25% (n=1) | N/A | 73.08% (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| PRECISE-SLI | 67.44% (n=2) | 0.05% | 72.80% (n=1) | N/A | N/A | N/A | N/A | N/A |
| SYNERGY | 67.64% (n=10) | 0.31% | 73.04% (n=9) | 0.17% | N/A | N/A | N/A | N/A |

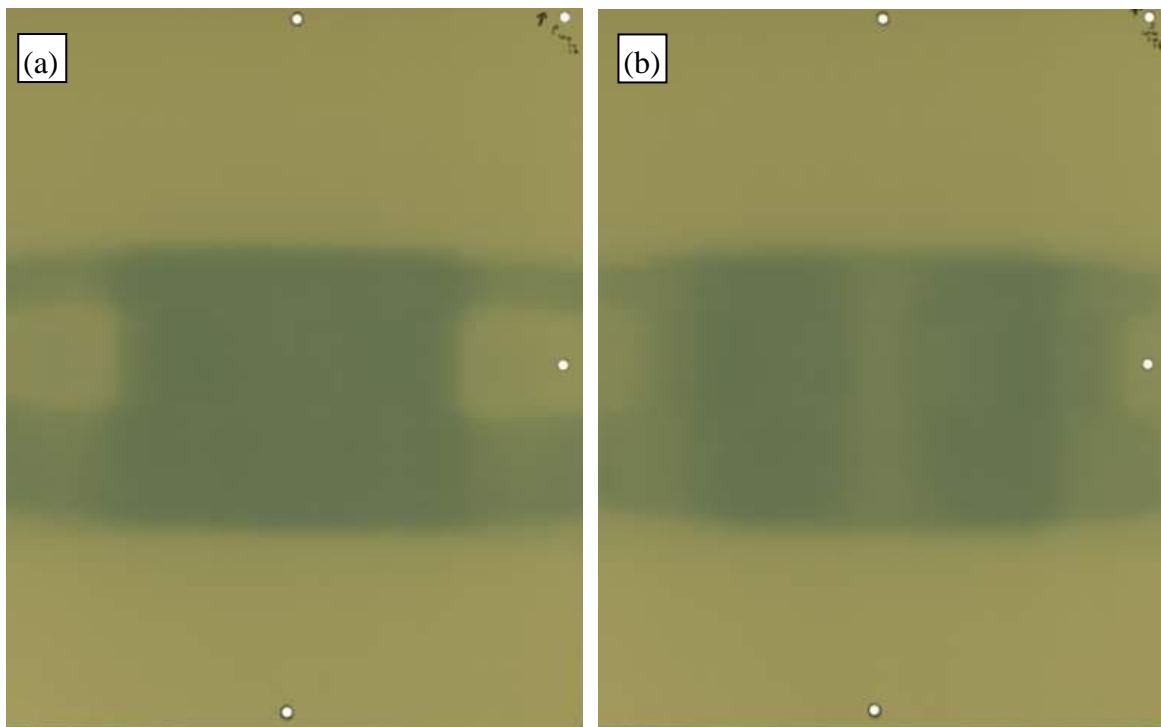
項目三、放射治療計畫系統的劑量驗證與分析

在放射治療的流程中，電腦治療計畫系統（Treatment Planning System, TPS）扮演極為重要的角色，因此，確保治療計畫計算劑量的準確性是非常重要的工作。本年度的工作著重在書面資料查核與建立 TPS 治療計畫的劑量驗證的程序。在表七中呈現國內臨床單位 TPS 主要使用 Varian Eclipse 和 Philips Pinnacle 系統，佔有 94%。依循本計畫建立的電腦治療計畫劑量驗證程序，本年度計畫針對 7 家醫療單位進行治療計畫劑量驗證工作，使用 EBT 膠片量測治療計畫實際照射於假體中不同平面的劑量分佈，以 gamma index 評估法，設定 $\Delta d_{\max} = 3 \text{ mm}$, $\Delta D_{\max} = 3\%$ ，藉由分析治療計畫計算的劑量點與量測值在設定的空間位置與該評估點劑量的差異，比較結果符合設定條件者其 Γ 值 < 1 ，再以總計評估點數與符合設定條件點數的比例（通過率，passing rate）做為電腦治療計畫照射劑量品質的判準。參考 AAPM TG-119 號報告在結論中的建議，高品質的 IMRT 治療計畫通過率應在 88%-90% 之間。本年度研究的結果顯示，參與計畫的醫療院所其通過率分佈在 86.4-98.4% 之間，87% 以上的醫療院所其通過率在 90% 以上。

圖四為所使用 EBT 膠片建立的劑量校正曲線，藉由所建立的劑量校正曲線轉換治療計畫 EBT 膠片所量測的訊號成為劑量。圖五為本計畫其中一家醫療院所量測假體中不同平面的劑量分佈。圖六呈現應用分析軟體評估電腦治療計畫與 EBT 膠片量測的劑量分佈比較結果，同時藉由通過率量評估治療計畫執行的劑量準確度。表十呈現本計畫在放射治療計畫系統的劑量驗證結果。因為此項比對涉及電腦治療計畫系統的設定與治療設備品保作業的結果，需要逐步分析差異存在的原因，做出適當的調整，藉以提昇品質。本次量測的結果已提供參與研究之醫療院所參考。

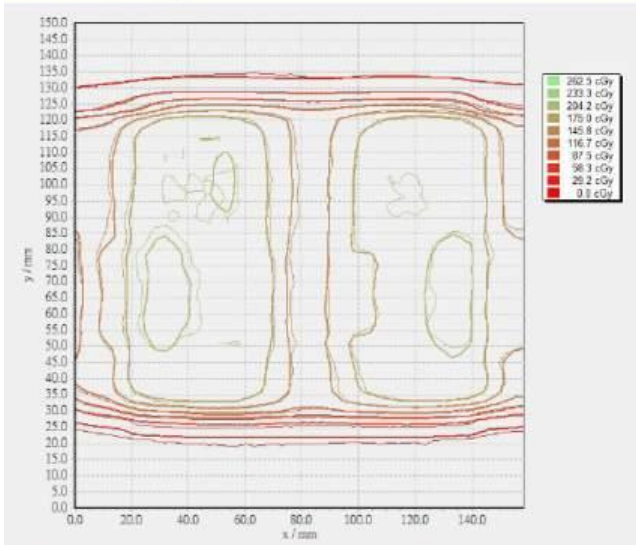


圖四、EBT 膠片劑量校正曲線

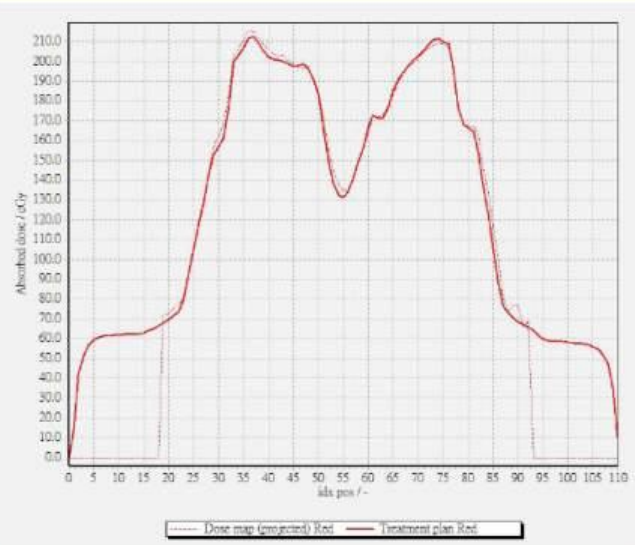


圖五、假體中不同平面量測的劑量分佈。(a)等中心點所在平面，(b)通過脊髓所在的平面。

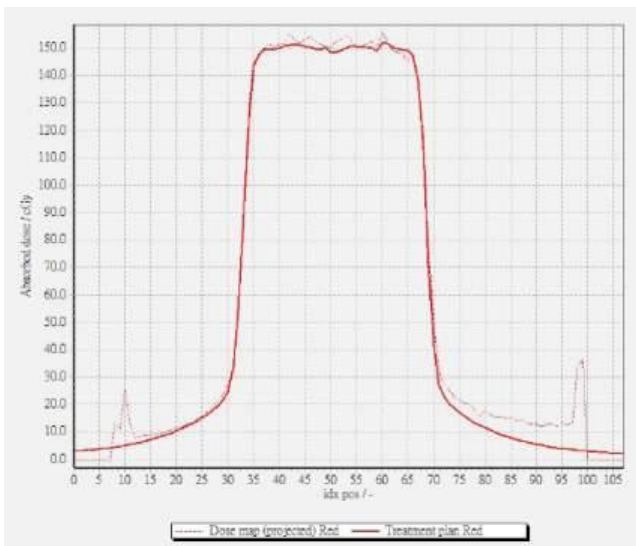
Charts 'Gamma' map



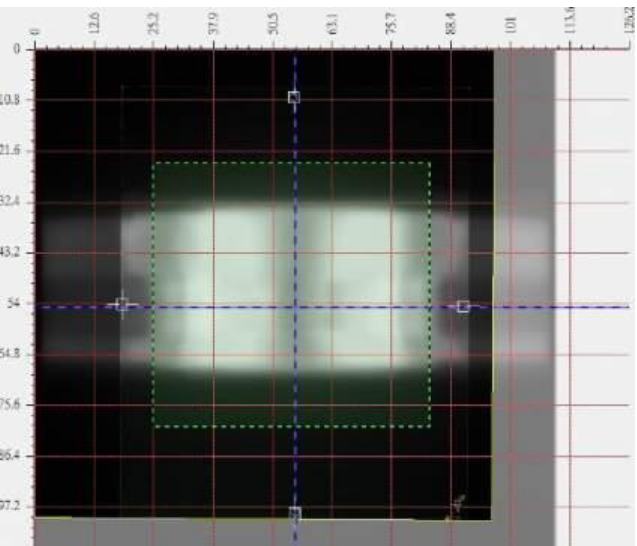
isolines R



horizontal profile R



vertical profile R



comparison overlay

| | Gamma | Differential Delta | Distance to agreement |
|-----------------|---------------|--------------------|-----------------------|
| Criterion | 3.0 %, 3.0 mm | 2.0 % | 2.0 %, 2.0 mm |
| Passing rate R | 94.2 % | 70.8 % | 22.5 % |
| Failing rates R | -5.3,+0.5 % | -25.4,+3.8 % | -57.6,+20.0 % |
| Mean R | 1.4 % | 1.5 % | 8.0 % |
| Std dev R | 1.0 % | 1.1 % | 23.6 % |

FilmQaPro version: 5.0.5603.15735 - 201555

Date: 2015/12/1 Signature:

圖六、應用分析軟體評估電腦治療計畫與 EBT 膠片量測的劑量分佈比較結果，點虛線代表量測的劑量分佈，實線代表電腦治療計畫計算的劑量分佈。

表十、本計畫在放射治療計畫系統的劑量驗證結果

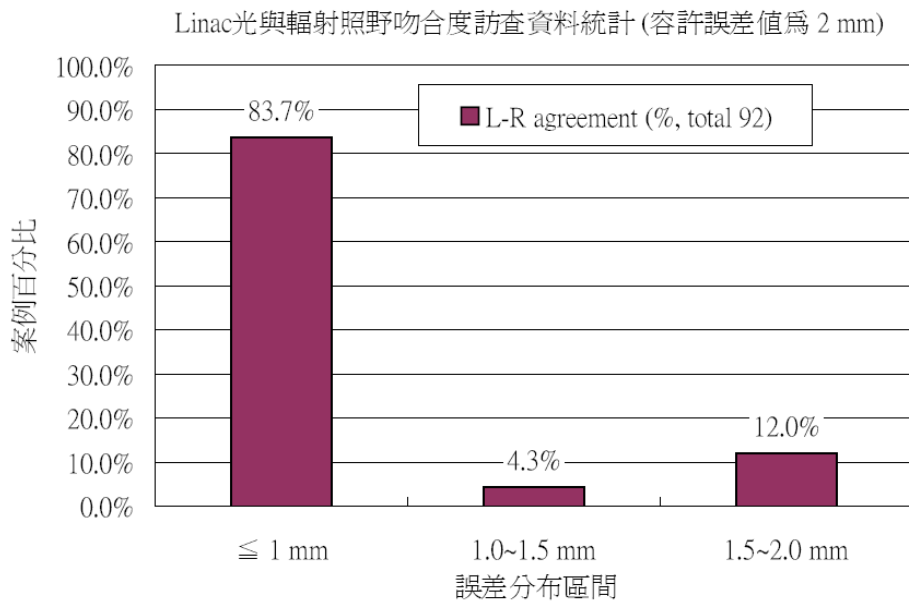
| 臨床單位編號 | passing rate | | TPS system |
|--------|--------------|-------------|------------|
| | isocenter | spinal cord | |
| 1 | 90.1 | 92.1 | pinnacle |
| 2 | 93.4 | 93.8 | pinnacle |
| 3 | 90.0 | 94.2 | Eclipse |
| 4 | 86.4 | 86.5 | Pinnacle |
| 5 | 97.4 | 98.4 | Eclipse |
| 6 | 91.5 | 94.6 | pinnacle |
| 7 | 97.9 | 89.8 | Eclipse |

項目四、進行多葉準直儀品質保證作業輔導訪查，評估多葉準直儀納入醫療曝露品質保證作業之可行性

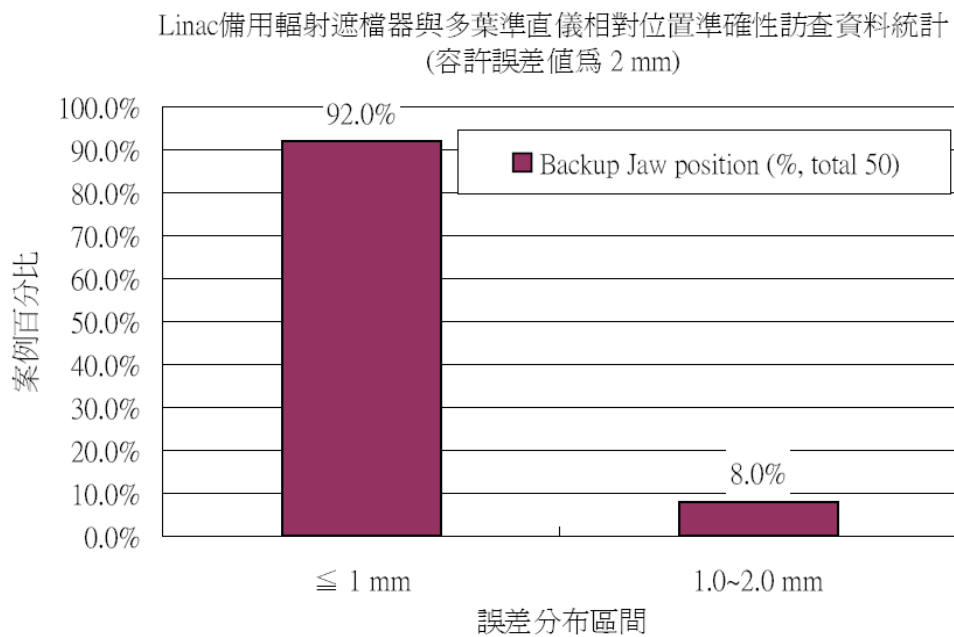
為因應使用多葉準直儀執行強度調控放射治療的普遍性，多葉準直儀的品保作業試行辦法在本年度計畫中進行實地訪查。圖七呈現本年度計畫執行醫用直線加速器多葉形準直儀光照野與輻射照野吻合度校驗的訪查結果統計，此項目所有檢查設備皆可在 2mm 的容許誤差值範圍內，且有高於 80% 的設備照野吻合度在 1mm 內。

圖八呈現本年度計畫執行醫用直線加速器備用輻射遮檔器與多葉準直儀相對位置準確性校驗的訪查結果統計，此項目只適用具備此裝置的廠牌（例如：ELEKTA），檢查結果顯示所有設備皆可在 2mm 的容許誤差值範圍內。圖九為本年度計畫執行醫用直線加速器葉片位置準確度與葉片位置再現性校驗的訪查結果統計，此項目設定的容許誤差值為非強度調控治療技術在 2 mm 以下，強度調控治療技術在 1 mm 以下。檢查結果顯示仍有約 7% 的治療設備，雖有執行強度調控治療技術，但是實測結果仍略高於預設的 1 mm 容許誤差值，經檢視設備資料，此類狀況多發生於較為老舊的治療機或品保人力較為薄弱的醫療單位，在高於 90% 的醫療單位皆可以滿足此項品保作業的狀況下，建議維持此項目容許誤差值的設定，加強敦促醫療單位偕同維護廠商作適當的調校，提昇其葉片位置準確度與再現性的精確度。

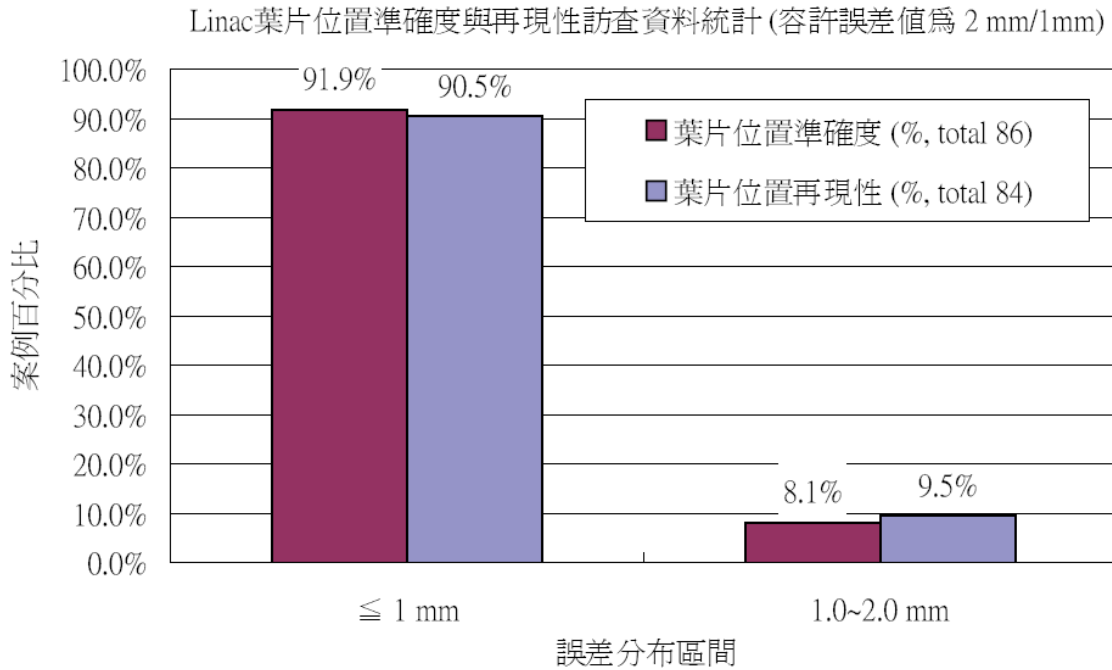
圖七、104 年度醫用直線加速器多葉形準直儀光照野與輻射照野吻合度校驗訪查結果



圖八、104 年度直線加速器備用輻射遮檔器與多葉準直儀相對位置準確性校驗的訪查結果

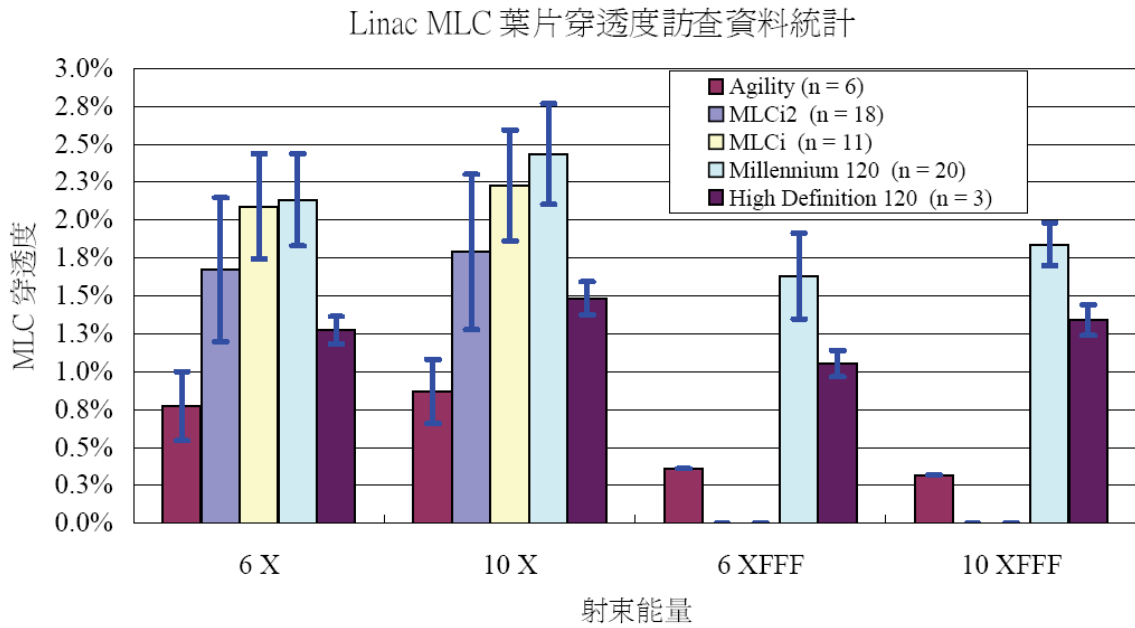


圖九、104 年度直線加速器葉片位置準確度與葉片位置再現性校驗的訪查結果



圖十為本年度計畫執行醫用直線加速器葉片穿透度校驗的訪查結果統計，此項作業的量測程序仍有待統整，所擬定的容許誤差值為基準值+0.5%以下。因為醫用直線加速器多葉式準直儀的設計是許多葉片的組合，而各個葉片可以單獨的控制其運動，因此，葉片的穿透度可區分為葉片本身穿透度(intraleaf transmission)、葉片間穿透度(interleaf transmission)以及葉片平均穿透度(average transmission)，在量測葉片穿透度的方法上，各單位傾向持續沿用原先接機時建立的葉片穿透度量測方法與數據，因此，相同射束能量呈現較大的數據偏差值。然而因為葉片的寬度投射在等中心的位置僅有 0.5cm 或 1.0cm，在量測 intraleaf 或 interleaf transmission 時將受限於量測設備的尺寸而難以得到準確的量測數據的，因此在此項品保作業的做法上，將以量測葉片平均穿透度為主。圖十的統計資料篩選以量測葉片平均穿透度的數據呈現，可以看出 Elekta Agility 型號 MLC 具有最低的 MLC 穿透度（低於 1%），而 Varian TrueBeam ST 系統採用的 High definition 120 MLC 穿透度約在 1.5% 以下，其餘目前佔大多數 MLC 機型的穿透度則約在 2.0-2.5% 之間。

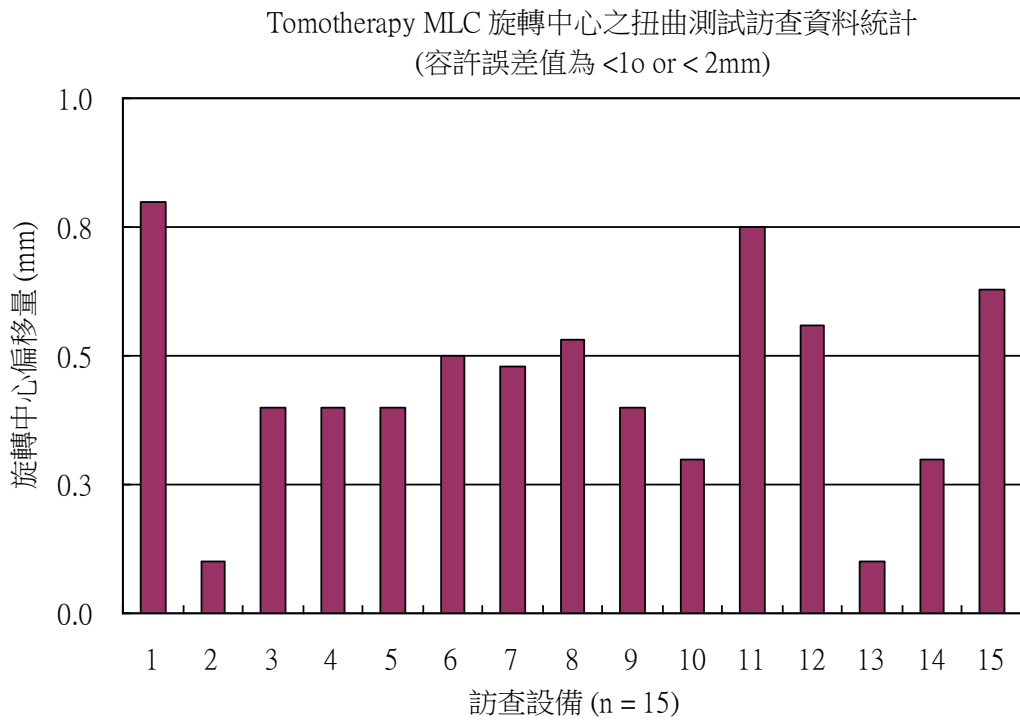
圖十、104 年度直線加速器葉片穿透度校驗的訪查結果統計



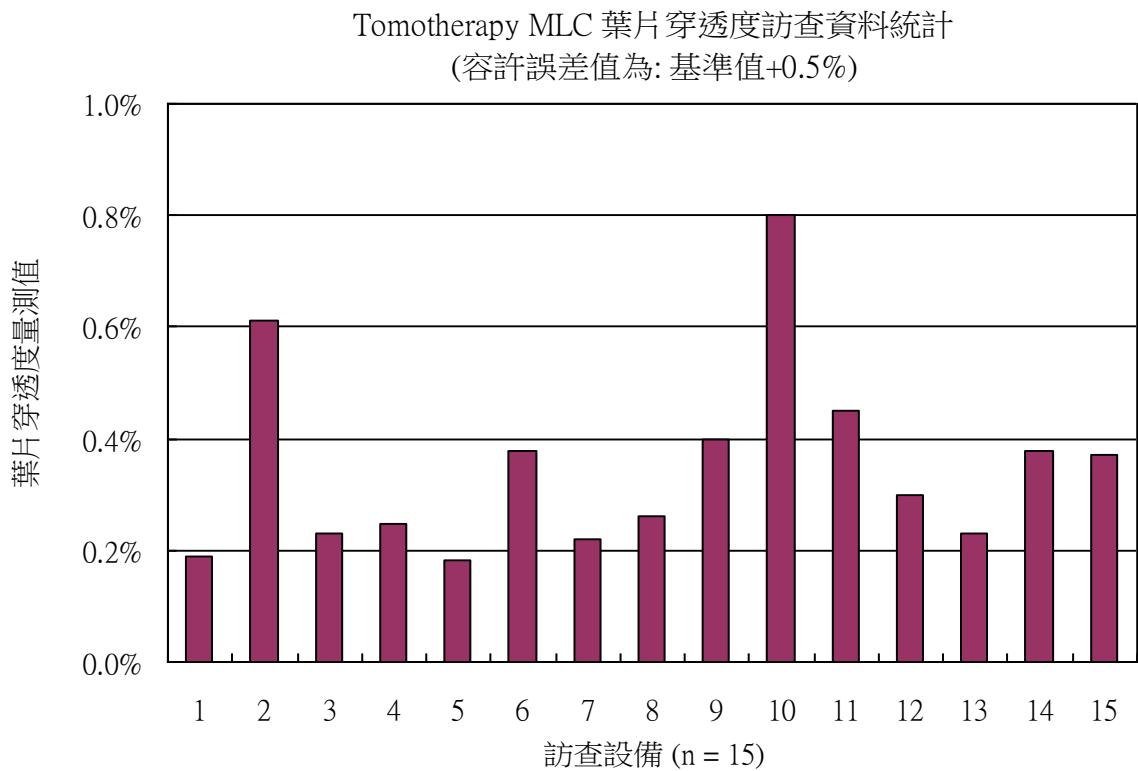
圖十一為本年度計畫執行斷層治療機多葉式準直儀旋轉中心之扭曲測試的訪查結果統計，此項測試顯示斷層治療機多葉式準直儀旋轉位置穩定且準確，扭曲與偏移量皆遠小於容許誤差值設定的 1 度與 2 mm。圖十二呈現本年度計畫執行斷層治療機多葉式準直儀葉片穿透率測試的訪查結果統計，此項測試顯示斷層治療機多葉式準直儀的葉片穿透度皆低於 1%，因此，將建議設定基準值為 0.7%，葉片穿透度最大容許值為 1.2%，一方面符合斷層治療機的硬體規格，同時也確保病患治療時靶目標外的劑量豁免。

其餘多葉準直儀的品保作業測試皆能符合擬定之容許誤差值的規範，因此，基於本年度多葉準直儀全面訪查的資料顯示，依擬定的作業項目、程序及容許誤差值，可以妥適的建立於法規施行，藉以強化品保作業及提昇放射治療的品質。

圖十一、104 年度斷層治療機多葉式準直儀旋轉中心之扭曲測試的訪查結果



圖十二、104 年度斷層治療機多葉式準直儀葉片穿透率測試的訪查結果



項目五、提升國內醫療院所放射治療輻射醫療曝露品保人員專業能力

1. 每年舉辦放射治療醫療曝露品質保證專業課程及實作訓練課程各 2 場。

(1) 「放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業研究」-專業課程及實作訓練課程。

繼續教育日期：104 年 6 月 26 日，地點：台北榮總癌病中心

參與人員：北區及東區醫學物理師 46 人。



(2) 「放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業研究」-專業課程及實作訓練課程。

繼續教育日期：104 年 6 月 27 日，地點：中國醫藥大學附設醫院

參與人員：中區醫學物理師 34 人。

(3) 「放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業研究」-專業課程及實作訓練課程。

繼續教育日期：104 年 6 月 28 日，地點：高雄長庚醫院

參與人員：南區醫學物理師 28 人。



2. 輔導醫療院所品保人員（每年至少 70 人）熟悉多葉準直儀品質保證作業程序、輻射劑量計校正程序及相關放射治療技術實際量測流程。

本計畫完成 76 家醫療單位，共計 135 台直線加速器，8 台加馬刀，35 台近接治療機，19 台電腦斷層治療機，6 台電腦刀的設備資料與品保資料的蒐集工作，以及現場品保查核工作。在資料蒐集的階段，本計畫工作人員透過電郵與電話聯繫直接與醫院品保工作人員就輻射劑量計校正程序及相關放射治療技術實際量測流程作討論，更在現場訪查時，落實作業過程的輔導。此外，透過本計畫人力規劃的專家，在較為複雜的問題上，例如不同校驗假體的劑量誤差值，或者 Tomotherapy 系統使用 TG-148 的方法，以及射束平坦性校驗及計算方法的確認等，充分提供專業的輔導建議。綜觀本計畫作業的工作量，超過 120 位醫療院所品保人員接受輔導，對於品保業務的瞭解更加清楚與深入。

項目六、產出量化值

本計畫 104 年度研究工作已順利完成，歷經資料蒐集、審視討論、建立查核工作表格、現場查核及數據資料的建檔歸納整理。目前所有資料的彙整已完成。研究論文的撰寫已完成投稿，目前正在期刊審閱中。

在人力培育的部分，本計畫專任研究助理為放射科系二年級研究生，該生的研究論文將側重在 Tomotherapy 系統的品保劑量驗證為主題，本計畫將協助與指導該生完成研究，發揮培育研究人員的功能。

本年度計畫在執行的過程中，因為訓練專任研究助理及協助臨床品保專業人員更完整瞭解強度調控放射治療與品保作業的原理，已編寫完成下列教材：強度調控放射治療原理與品質保證作業.ppt。此教材可以充分協助相關領域的臨床工作人員與在校學生獲取相關之專業知識，提昇專業能力。

伍、主要發現與結論建議

1. 仍有醫院使用 TG-21 議定書建議以外的固態水假體,沒有建立假體轉換因子。

此建立假體轉換因子的建議已於 103 年度的計畫中提出,本年度計畫執行前已與受檢單位討論,要求嚴格遵照所使用劑量校驗議定書的敘述執行劑量校驗。今年訪查時已有 4 家醫療院所建立假體轉換因子,尚未建立之醫療院所將持續敦促其完成假體轉換因子之建立。

2. 最新型直線加速器 FFF 射束的剖面劑量分佈品保校驗,擬建議僅執行對稱性檢查。

近年來已裝設多台最新型的直線加速器治療機,具備有移除整平濾片(Flattening filter free, FFF) 的射束,在射束的剖面劑量分佈上,已不具有平坦的特性。然而,為延續監測射束剖面劑量分佈特性的品保作業目的,擬建議針對此類射束,修改品保作業的平坦性校驗為射束斜率性(slope)校驗,其計算公式及作業方式如下:

作業方式:

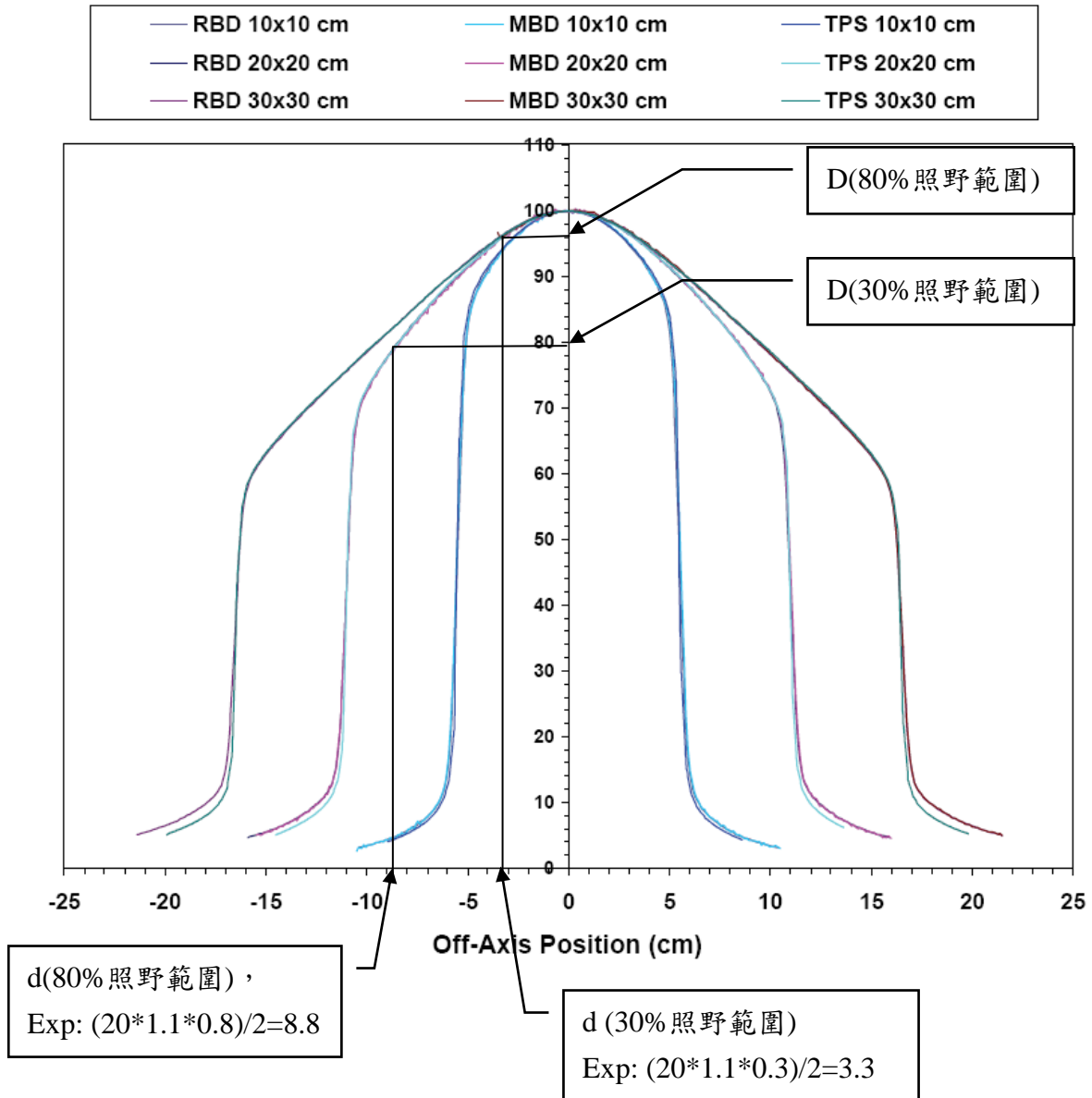
量測所有能量的 FFF 射束,逐一量測沿中心軸之橫切面方向(Transverse) 及縱切面方向(Longitudinal) 的射束劑量分佈圖(beam profile)。記錄 80%及 30%照野範圍的相對劑量讀值,參考斜率性計算公式,記錄該射束之斜率性數據,容許誤差值為 $\pm 0.2\%$ 。圖十三顯示 FFF 射束的剖面劑量分佈圖及斜率性校驗的計算方式。

斜率性計算公式:

$$\text{Slope} = [(D(80\% \text{照野範圍}) - D(30\% \text{照野範圍})) / (d(80\% \text{照野範圍}) - d(30\% \text{照野範圍}))] \times 100\%$$

圖十三、FFF 射束的剖面劑量分佈圖及斜率性校驗的計算方式

6 MVFFF Photon, Open Field Crossplane Profiles



3. 現行品保法直線加速器年度品保項目:輻射旋轉中心 (準直儀.旋轉臂.治療床)建議更改為以 MLC 形成照野。

強度調控放射治療已廣泛施行超過 15 年，在此技術的應用下，輻射劑量的給予已主要依靠 MLC 來形成照野給予病患治療照射。因此，為符合現階段的臨床使用，建議在現行品保法直線加速器年度品保項目中的輻射旋轉中心測試，其輻射照野的形成擬更改為以 MLC 來形成照野。

4. 醫用直線加速器葉片位置準確度與再現性校驗仍有少數醫療單位無法達到要求。

依據本年度計畫執行醫用直線加速器備用輻射遮檔器與多葉準直儀相對位置準確性校驗的訪查結果統計，此項目設定的容許誤差值為非強度調控治療技術在 2 mm 以下，強度調控治療技術在 1 mm 以下。但仍有約 7% 的治療設備，雖有執行強度調控治療技術，但是實測結果仍略高於預設的 1 mm 容許誤差值，經檢視設備資料，此類狀況多發生於較為老舊的治療機或品保人力較為薄弱的醫療單位。分析整體資料後發現高於 90% 的醫療單位皆可以滿足此項品保作業的要求，因此，建議維持此項目容許誤差值的設定，加強敦促醫療單位偕同維護廠商作適當的調校，提昇其葉片位置準確度與再現性的精確度。

5. 對於品保作業程序及劑量校驗議定書的內容瞭解不夠深入。

本計畫執行第二年，仍發現臨床單位品保專業人員對於所使用的劑量校驗議定書內容瞭解不夠深入，尤其對於所使用的劑量校驗議定書的參數定義未詳加瞭解，仍有少數單位發生參數引用錯誤的情形。本計畫持續詳細檢視全國每一台治療設備的品保資料，實際協助品保人力單薄的單位熟悉品保作業，同時提供教材，強化學理與實務能力，對於確保治療品質助益甚大。