

行政院原子能委員會

107 年度委託研究計畫結案報告

計畫名稱：**105至108年放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業研究**

計畫編號：AEC10409030L

GRB 編號：PG10506-0022

計畫期程：多年期計畫，共_4_年，本年度為第_3_年

執行期間：107年 1 月 1 日至107 年 12 月 31 日

執行機構：中華民國醫學物理學會

計畫主持人：許世明

共同主持人：劉明祥，蕭安成

計畫參與人員：鄭秀成，陳合興，陳秋萍，王美淑，黃

憶婷，連可宇，馮真如

中華民國107年12月6日

本研究報告僅供參考，不代表本會意見

目錄

壹、	摘要.....	4
一、	中文摘要.....	4
二、	英文摘要.....	6
貳、	計畫內容.....	8
一、	研究主旨.....	8
二、	背景分析.....	10
三、	實施方法與進行步驟	
	（一）放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提 升.....	11
	（二）新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研 究.....	22
參、	研究過程與結果.....	35
一、	放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提 升.....	35
二、	新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研 究.....	55
肆、	結論與建議.....	71

伍、	重要參考文獻	74
陸、	研究績效	76
柒、	附件列表	78

(至附件列表前總計 77 頁)

壹、摘要

一、中文摘要

目的：放射治療作為破壞惡性腫瘤之重要角色，然其亦能對正常組織造成傷害，放射治療設備劑量給予之精準性與品質驗證極其相關。故將持續確認醫療曝露品保法規執行的成效，並確保先進醫療技術輻射安全與醫療曝露品質的需求，本年度計畫擬定以兩大分項執行：(1) 持續性針對全國使用中放射治療設備進行輻射安全與醫療曝露品保作業檢查，提出精進醫療曝露品保法規之建議。(2) 強度調控放射治療計畫劑量驗證研究。IMRT 技術廣泛應用於臨床遠隔放射治療中，其是透過反向治療計畫提供高順形度的治療劑量分佈，同時在治療靶區與危急器官間，形成高梯度之劑量變化。為確保治療效果，及避免危急器官，接受過高的劑量照射，IMRT 治療計畫的劑量驗證是必須執行的品保作業項目。研究結果將協助醫療院所提升 IMRT 照射技術之劑量準確性，精進此治療技術之品質。

材料與方法：品保校驗查核作業的執行包括書面審查與現場檢核，本(107)年總計收集 80 家配有放射治療部門之醫院，共 136 臺醫用直線加速器、33 臺遙控式後荷近接治療機、20 臺電腦斷層治療機、8 臺加馬刀及 5 臺電腦刀之品保項目實測資料。強度調控放射治療計畫劑量驗證研究參照 AAPM TG-119，建立頭頸部計畫劑量驗證方法，本研究對臨床使用 IMRT 之單位進行問券調查現有品保作業，並使用自製壓克力假體、游離腔及輻射變色軟片等器材實測。

結果與討論：品保校驗單位之受檢項目結果皆符合現行「輻射醫療曝露品質保證標準」，過程參照臨床單位訂定之程序書與學術資料，並配合統計數據結果，針對現有程序與品保規範提出修正建議。強度調控放射治療計畫劑量驗證則透過 Gamma index 分析量測值與計畫值之關聯性，判定該技術能否給予靶器官足夠之劑量，並保護鄰近危急器官，研究結果顯示，當使用 3%

/ 3 mm 之條件，可達 90% 以上之整體劑量分布通過率。本計畫之研究結果將協助醫療院所提升 IMRT 照射技術之劑量準確性，精進此治療技術之品質。

關鍵詞：劑量驗證、強度調控放射治療、放射治療、品質保證、治療計畫

二、英文摘要

ABSTRACT

Purpose: Radiation therapy plays an important role in destroying malignant tumors. However, radiation can also cause damage to normal tissues. The accuracy of dose delivery of radiotherapy equipment is extremely relevant to its quality verification. The plans of this year are including in two major sub-items: (1) Performing radiation safety and medical exposure quality assurance operations for radiotherapy equipments; (2) Dose verification of IMRT treatment planning. Because of high conformal dose distribution of IMRT, which be widely use in clinic radiotherapy. At this condition, dose distribution between treatment target and organ at risk show a highly gradient change. In order to ensure the treatment effect and prevent over dose at region of organ at risk, the quality control of IMRT is required. The study will assist the hospital to enhance the dosimetric accuracy of IMRT.

Materials and Methods: Quality assurance operations include documentary review and on-site inspection. Total of 80 radiation therapy departments, 137 linear accelerators, 8 Gamma knives, 33 brachytherapy machines, 20 tomotherapy and 5 cyberknives were surveyed for QA items in written review and site visit in 2018. The dose verification of IMRT treatment planning is based on AAPM TG-119 to establish a head and neck plan dose verification method. In this research, we take questionnaires and field visit hospitals. The homemade acrylic phantom, ion chamber, and radiochromic film were used in this study.

Result: Results of on-site check for the QA items executed in this study are all fit the criteria of the "radiation exposure of medical quality assurance standards". Processing based on guideline and references. Result of static could give some

advises to the criteria. The dose verification of IMRT treatment planning was analyzed by Gamma index to determine whether a sufficient dose can be given to the target organ. The results of the study showed that when using the criteria of 3% / 3 mm, the overall dose distribution pass rate was achieved to more than 90%. The study will assist the medical physics to enhance the dosimetric accuracy of IMRT.

Key word : dose verification, intensity modulated radiation therapy, radiotherapy, quality assurance, treatment planning

貳、計畫內容

一、研究主旨

依據行政院衛生福利部，107 年所發表的 106 年統計結果所示，惡性腫瘤位居國人十大死因之首已長達 36 年，且 65 歲以上因癌症而死亡的比例，較 105 年統計資料上升 2%，更比 10 年前上升 15.4%。因而在事故傷害死亡率逐漸下降的現今，如何對惡性腫瘤進行治療勢必越發重要。在惡性腫瘤的治療策略中，放射治療一直扮演著相當重要的角色，隨著科技的進步，放射治療技術亦日新月異，依美國放射物理中心，於西元 2010 年所發表之報告，每年仍有多起因輻射劑量給予有誤，而導致病患傷亡之案例。輻射所具備之雙面刃特性，除殺死癌細胞治療腫瘤外，亦同時會對正常細胞組織造成傷害。由此可見劑量的準確性對於治療的結果，具有重要的影響，國際間普遍接受國際輻射單位與量測委員會（international Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU）提出之建議，「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」，若無進行輻射劑量驗證與訂定合適的模擬電腦治療計畫，放射治療將對病人造成負面的醫療曝露傷害。

「輻射醫療曝露品質保證標準」在我國運行自今已有 13 年，該標準針對輻射醫療設備進行規範，並同時制定出輻射醫療曝露品質保證作業程序。隨研究之創新與科技之發展，放射治療設備不斷推陳出新，新型放射治療技術亦與 10 年前相異甚遠，部份規範尚未跟進國際放射治療研究之腳步。因此，本計畫將針對放射治療相關的設備，包括：醫用直線加速器、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 5 項（考量目前台灣鈷六十遠隔治療機已退出臨床治療行列），協助確認醫療院所各項設備品保作業的執行情況，同時輔助使用先進技術之醫療單位提升臨床治療品質。綜上所述本計畫將區分為兩大部分執行：一、持續性針對全國使用中放射治療設

備進行輻射安全與醫療曝露品保作業檢查；二、強度調控放射治療計畫劑量驗證研究。

除了對於全國使用中的放射治療設備施行品保作業實地檢查外，因應各類先進的臨床治療儀器及技術的使用，本計畫研擬 4 個研究子題於 105 至 108 年逐年執行，分別對於影像導引系統、小照野照射技術、強度調控放射治療，及弧形調控放射治療之新型放射治療技術，進行系統使用現況訪查與劑量分析，並擬訂各項技術的品保作業導則。據此，達到精進品保法規及協助醫療院提升使用先進技術服務品質的目的。

二、背景分析

本年度計畫仍持續對於全國使用中的放射治療設備，施行品保作業實地檢查與調查，在新型放射治療技術劑量驗證，及品質保證作業現況訪查與研究的部分，依規劃執行『強度調控放射治療-治療計畫劑量驗證之研究』。

現行最廣泛使用於惡性腫瘤之放射治療技術為強度調控放射治療 (intensity modulated radiation therapy, IMRT)，其由各個角度給予病患相異且不均勻的光子通量，以達最佳劑量分布的放射治療技術，治療過程中主要透過多葉式準直儀 (multileaf collimator, MLC)，與反向電腦治療計畫 (inverse treatment planning system)，獲取最佳順形劑量分布，並提高腫瘤控制率與降低正常組織併發率。傳統三度空間順形放射治療，但因欲照射腫瘤足夠劑量，達到殺死癌細胞之目的，卻常造成正常組織劑量過高，進而使正常組織產生輻射生物效應。強度調控放射治療有更佳之順形劑量分布，然該技術在劑量給予和位置精確性之要求極高，若直線加速器所配備的硬體，或軟體任一者於計算強度調控射束時有過大之偏誤，治療靶區與危急器官間的高梯度劑量變化，將致使危急器官受到損傷，進行治療計畫系統之劑量驗證研究的必要性可見一般。

因此，本年度研究計畫，協助臨床單位檢視 IMRT 技術所使用的電腦治療計畫系統，與劑量分佈特性之相關性，並利用游離腔、自製壓克力假體、輻射變色軟片，現場實際量測確認劑量分佈的準確性。此外將分析訪查結果，並參考國際文獻，擬訂國內醫療院所適用之治療計畫劑量驗證標準化作業程序(如附件四)，以協助醫療院所提升 IMRT 技術之劑量準確性，精進此治療技術之品質。

三、實施方法與進行步驟

(一)、放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提升

本年度計畫（第三年，107年）於放射治療設備輻射安全，及醫療曝露品保作業檢查與品質提升的部分，針對國內醫療單位臨床使用中之放射治療設備；包含醫用直線加速器（linear accelerator, Linac）、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備（brachytherapy, Brachy）、電腦斷層治療機（tomotherapy, Tomo）、電腦刀（cyberknife, CK）及加馬刀（gammaknife, GK）執行輻射安全及醫療曝露品質保證作業檢查，臨場檢查數據，每兩週彙整後送行政院原子能委員會放射治療管控資料庫，主要執行項目與簡要步驟敘述如下：

1. 訪查人員訓練

107年AEC放射治療設備品保作業研究計畫 行前訓練訓練課程

上課地點：國立陽明大學-實驗大樓 4 樓 A325 室

上課時間：107/3/3, 3/10, 3/17

主講人：蕭安成物理師、許世明教授

參考書目：1. The Physics of Radiation Therapy Faiz M. Khan.

2. AAPM TG reports

日期	課程內容	授課教師
1070303 13:30~17:30	整體計畫說明& TG-21 lecture	蕭安成物理師
1070310 9:00~15:00	TG-51 & TG-119 lecture FilmQA Pro lecture	蕭安成物理師
1070317 9:00~15:00	放射治療設備品保課程	許世明教授

授課狀況：



圖 1. 訪查人員訓練之授課狀況

2. 資料蒐集

彙整以下資料，用以更新原能會放射治療管控資料庫。

(1) 放射治療設備之詳細資料彙整：

蒐集國內所有使用中之放射治療設備機型的詳細資料，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；詳細資料則包含各醫療單位之基本資料、治療設備的裝設日期、型號、配備多葉式準直儀與影像導引系統之型號、使用之電腦治療計畫系統與現有射束規格。

(2) 品保作業之詳細資料彙整：

匯集各放射治療單位之治療設備執行例行品保作業的詳細資料：包含劑量校驗方法、品保使用設備、射束劑量校驗條件與詳細使用參數、

量測設備校驗報告、環境偵檢器校驗報告，同時蒐集品保過程之作業人數、工作單位醫學物理師人數、醫學物理學會甄審合格醫學物理師人數、平均執行月品保作業所需時間等.....。

(3) 「輻射醫療曝露品質保證標準」作業內容資料：

檢閱年度月份執行品保作業之情形、操作程序書、及品保作業校驗項目實施頻次與容許誤差值、組織專業人員表與訓練課程等.....。

3. 書面審查：

依據蒐集的資料，由計畫主持人、共同主持人、與計畫參與人員，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。

4. 現場查核：

查核內容包括：

(1) 醫用直線加速器檢查項目應至少包含「光子及電子輸出劑量」、「光子及電子束中心軸於治療深度之劑量參數」、「光子及電子一致性」、「光子及電子對稱性」...等 4 項目。

(依據 106 年之資料，無整平濾片之光子射束已廣泛使用於小照野治療中，依其臨床上之精準性，應至少檢查「輸出劑量」、「光子中心軸於治療深度之劑量參數」)

(2) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備檢查項目應至少包含「輻射源速率」、「輻射源強度」、「輻射源停留位置及時間」...等 3 項目。

(3) 電腦斷層治療機檢查項目應至少包含「光子輸出劑量」、「光子射束中心軸於治療深度之劑量參數」、「確認射束長軸及橫軸剖面劑量之穩

- 定性」、「治療床垂直升降」、「前進後退及水平測試」...等 5 項目。
- (4)電腦刀檢查項目應至少包含「光子輸出劑量」、「光子射束中心軸於治療深度之劑量參數」、「光子對稱與平坦性」、「治療床移動準確性及影像導引系統準確性」...等 4 項目。
- (5)加馬刀檢查項目應至少包含「輸出劑量」、「輻射與機械中心點吻合測試」、「計時器準確性」...等 3 項目。

5. 品保作業實測檢查操作程序

(1)醫用直線加速器

I. 光子及電子射束輸出劑量

- 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 (如：光子射束照野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ，電子射束錐筒照野 $15 \times 15 \text{ cm}^2$)。
- 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，射源至中心軸距離 (source to axis distance, SAD) 為 100 cm；電子射束，射源至表面距離 (source to surface distances, SSD) 為 100 cm，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 cm，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，記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，並記錄其差異值。

II. 光子及電子射束中心軸於治療深度之劑量參數

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 (如：照野 $10\times 10\text{ cm}^2$, 深度 5 cm 及 15 cm)。與基準值比較，記錄其差異值。

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 (如：照野 $15\times 15\text{ cm}^2$, 80% 劑量深度) 的 PDD 值，與基準值比較，記錄其差異值。

III. 光子及電子射束之一致性與對稱性

- 1). 加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向 (0° 或 180°)；加速器準直儀置於 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 $20\times 20\text{ cm}^2$, 電子射束錐筒照野 $20\times 20\text{ cm}^2$)。
- 3). 將劑量量測設備 (例如：水假體系統、輻射變色軟片劑量量測系統、Beam Profiler 或 MapCHECK 等) 擺設妥當並置於固定位置 (例如：SSD= 100 cm, 光子射束量測深度 10 cm, 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) 的射束劑量分布圖 (beam profile)。參考一致性及對稱性計算公式，記錄 80% 照野

範圍內之射束一致性及對稱性數據。

一致性公式： $\text{Flatness} = \left[\frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \right] \times 100\%$

對稱性公式： $\text{Symmetry} = \left[\frac{(D_1 - D_2)}{D_1 \text{ or } D_2} \right] \times 100\%$

D_{\max} ：80% 輻射照野內之最大劑量。

D_{\min} ：80% 輻射照野內之最小劑量。

D_1, D_2 ：80% 輻射照野內，中心軸兩端等距離下，劑量差異最大者之點劑量。

(2) 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備

I. 輻射源速率

- 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，以計時器記錄所需時間並與基準值作比較，記錄其差異值。

II. 輻射源強度

- 1). 以校正過的游離腔 (well-type 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，記錄其差異值。
- 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

- 1). 連接裝療管與近接治療設備後，於裝療管上平貼輻射變色軟片，同時在裝療管頂部位置處做記號。

2). 操作設備使用步距 2.5 mm、5.0 mm 於射源位置 1, 10, 20 處停留曝露輻射。

3). 量測輻射變色軟片上黑化區中心處距離及位置，記錄其差異值。

IV. 輻射源停留時間

1). 連接裝療管與近接治療設備。

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。比較實際量測與電腦設定值，記錄其差異值。

(3) 電腦斷層治療機

I. 輸出劑量

1). 治療儀照射角度設定於鉛垂向下方下 (0°)，開至參考照野 ($5 \times 40 \text{ cm}^2$)。

2). 將劑量量測設備（游離腔、固態假體及電量計等）擺設妥當並置於固定位置（SAD 或 SSD 為 85 cm，游離腔密合插入固態假體中，量測位置為等水深度 1.5 cm）。

3). 量測光子射束，照射固定時間，如：1 min。

4). 記錄量測值並作溫壓修正。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，並記錄其差異值。

II. 光子射束中心軸於治療深度之劑量參數

1). 使用組織假體比或百分深度比的量測技術。

- 2). 量取某一參考照野不同深度的 TPR 值 (如：照野大小 $5 \times 40 \text{ cm}^2$, 深度 1.5 cm 及 10 cm)。與基準值比較，記錄其差異值。

III. 確認射束長軸及橫軸剖面劑量之穩定性

- 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，記錄其差異值。
- 2). 量測照野大小 5×40 、 2.5×40 、 $1.0 \times 40 \text{ cm}^2$ 之縱軸及橫軸剖面劑量圖，與基準值比較，記錄其差異值，在平坦區需小於 2%，在梯度區需小於 2 mm。

IV. 治療床垂直升降、前進後退及水平測試

- 1). 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面 (SAD=85 cm)。
- 2). 操作治療床垂直升降，將治療床上下各移 10 cm，移動時觀察位置位移變化情形，差異需小於 2%。
- 3). 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面 (SAD=85 cm)。
- 4). 操作治療床前進後退移動，各方向 10 cm，移動時觀察位置位移變化情形，差異需小於 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。

(4) 電腦刀

I. 輸出劑量

- 1). 在 SAD 為 800 mm 下架設假體，裝上初始校正時的準直錐筒

(cone)。

- 2). 將游離腔裝置於初始校正時深度 (如: 1.5 cm)。
- 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

- 1). 在 SAD 為 800 mm 下架設固態水假體, 裝上 6 cm 的準直錐筒。
- 2). 分別將游離腔裝置於最大劑量深度及 10 cm 深處, 施予照射及計讀。
- 3). 將 2.) 計讀的 PDD (10 cm) 值與初始驗收時的 PDD 值相比對, 確保其差異值小於 2%。

III. 光子對稱與平坦性

- 1). 在 SSD 為 800 mm 下架設固態水假體, 裝上 6 cm 的準直錐筒。
- 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 cm 處等共 5 個點的劑量值。
- 4). 以中心點值為分母, 前、後、左、右 2 cm 處值為分子, 求出 OCR (off-center ratio) 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). 上述作業也可用輻射變色軟片或 Beam Profiler 代替。

V. 治療床移動準確性及影像導引系統 (target locating system, TLS) 準確性

- 1). 在 SSD 為 800 mm 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 cm，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 (digital radiography, DR)，再與電腦治療計劃的 DRR (digitally reconstructed radiograph) 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。

(5) 加馬刀

I. 輸出劑量

- 1). 選用 18 mm 之準直儀，配合已校正之小型游離腔，置於半徑 8 cm 之假體中，並架於治療機上量測中心點之讀值，並記錄環境溫度壓力。
- 2). 歸零電量計並待其穩定後，所有人員離開治療室關上治療室門。
- 3). 量測前暖機數分鐘，每次照射 1 min，紀錄至少五次的讀值，平均後經溫壓與校正因子修正，計算劑量輸出 (cGy/min)，與預期待值比較得其百分誤差。誤差需在 2% 內。

II. 輻射與機械中心點吻合測試

- 1). 將輻射變色軟片剪成適當之大小後置於直徑 8 cm 之球形假體中，

並於中心點進行標記。

- 2). 將假體球架在治療機上對球中心點給予足夠之劑量使輻射變色軟片黑化。
- 3). 使用輻射變色軟片掃描儀掃描輻射變色軟片，以輻射變色軟片劑量之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

- 1). 以經校正過的計時器比對加馬刀軟體之計時準確性，誤差需在 0.01 min 內。

6. 分析上述檢查結果、參考國際趨勢，更新放射治療管控資料庫，提供原能會未來修訂法規之參考。

2. 新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究

本年度計畫針對執行強度調控放射治療的醫療單位，進行基礎資料的蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。研究內容考量臨床 IMRT 治療部位之廣泛性與治療計畫之複雜性，並參考美國醫學物理學會 (american association of physicists in medicine, AAPM) 第 119 號報告，建立頭頸部惡性腫瘤強度調控治療之試運行測試 (commissioning test)，該測試針對靶區與周邊危急器官之射束剖面劑量分佈，分析治療計畫與實際量測值，歸納整理出參與之醫療單位訪查結果，並以此結果擬訂國內醫療院所適用之治療計畫劑量驗證標準化作業程序以協助提升 IMRT 技術之劑量準確性，精進治療技術之品質。

1. 資料蒐集

調查執行 IMRT 技術之單位的系統基礎資料，包括：機型、劑量給予系統(delivery system)、治療計畫系統、頭頸部癌症使用能量、現行 IMRT 品質保證程序書、IMRT 品質量測設備……等。彙整之資料可做為原能會放射治療品質管控資料庫。

2. 校正劑量曲線之建立

本計畫使用 EBT3 輻射變色軟片，進行所有新型放射治療技術劑量驗證，並建立光密度與劑量間之轉換曲線，以利後續進行電腦治療計畫的驗證分析，(如圖 2.所示)。

- (1) 每盒輻射變色軟片至少建立一條光密度與劑量之轉換曲線。
- (2) 於放射治療設備之輸出劑量參考深度下量測(如:6 MV 光子為 1.5 cm 或 5 cm)。
- (3) 照射劑量: 0, 20, 50, 80, 100, 150, 200, 250, 300 cGy。
- (4) 使用商業軟體 Film QA Pro 建立劑量校正曲線。

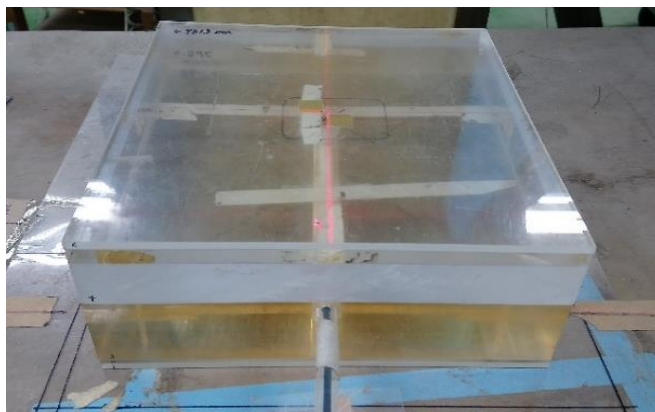


圖 2. EBT3 校正曲線建立之實驗設置

3. 臨床測試之前置作業

傳送包含 PTV、危急器官構造之自製假體 DICOM 影像(如圖 3.)，該影像內之構造與假體設計，皆參照美國醫學物理學會第 119 號報告，使用報告所定義之頭頸部構造如圖 4.所示，紅色區塊為計畫靶體積、橘色與藍色為左右側之唾液腺，而紫色則為脊髓。TG-119 規範假體厚度 15~ 20 cm，單次給予照射劑量 180~200 cGy，及在實測中

使用點劑量之游離腔與二維劑量分布之輻射變色軟片，該報告亦針對照野數目與角度、游離腔體積與放置深度等.....照射條件，進行限制以降低複雜度，然本研究為檢視病人曝露劑量，並降低執行門檻，依據各臨床單位治療計畫的作業方式，不在照射角度與游離腔體積進行設限。自製假體採用甲基丙烯酸甲酯 (polymethylmethacrylate, PMMA)，該材質於 TG-21 中具有完整之劑量轉換參數，並可客製假體內游離腔或劑量計置放點，有利於更精確之研究。

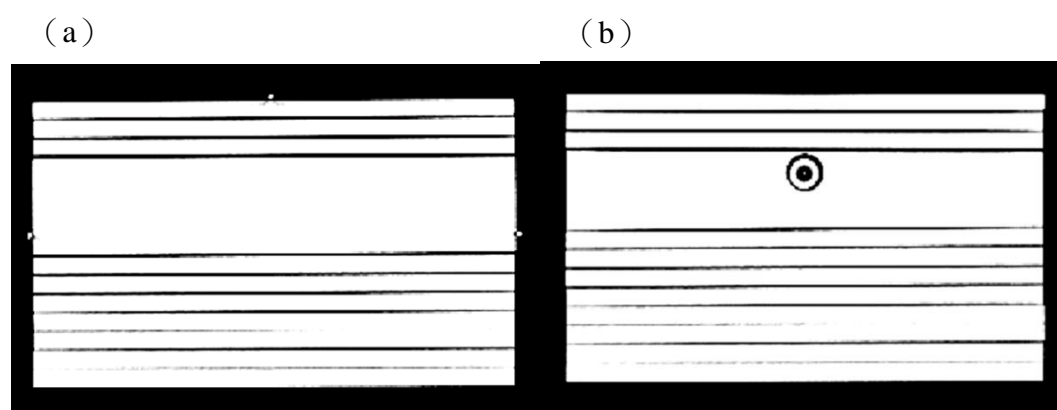


圖 3. 自製假體 DICOM 影像 (a) TPS 系統導入之影像 (b) 含游離腔之影像。

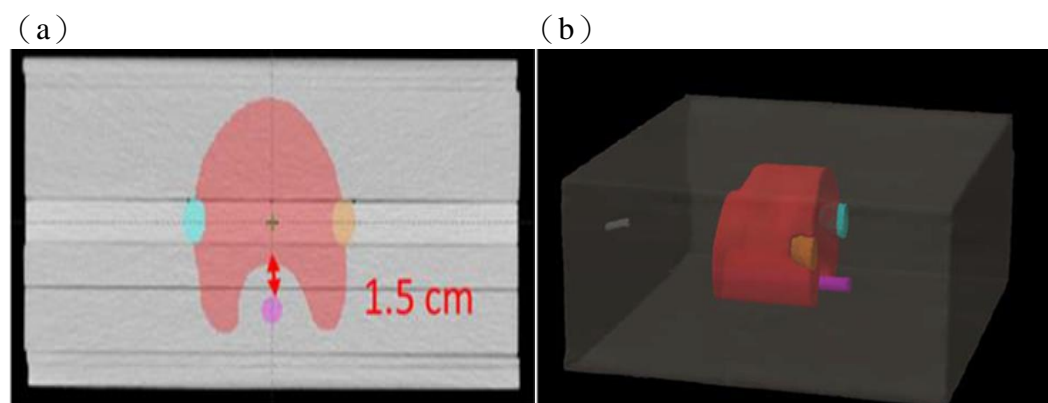


圖 4. AAPM TG-119 (a) 頭頸部軸向影像 (b) 立體頭頸部構造。

同時為確保執行 IMRT 技術之品質與實測訪查之精準性，參考現行臨床頭頸癌之劑量給予，建立電腦治療計畫給予劑量規範：

- (1) 計畫靶體積 (planning target volume, PTV) 之處方劑量 (prescription dose) 須達總共 5000 cGy，並分為 25 次進行照射。
- (2) PTV 所接受到之平均劑量需介在 95% 至 110% 處方劑量間。
- (3) 危急器官 (organ at risk, OAR) 脊髓 (spinal cord) 所接受到之最大總劑量 (maximum dose) 必須小於等於 4500 cGy。
- (4) 危急器官脊髓向外 3 mm 處所接受到之最大總劑量須小於等於 5000 cGy。
- (5) 危急器官唾液腺 (parotid glands) 至少一側接受之總平均劑量須小於 3000 cGy。

透過以上規範輔助具 IMRT 治療技術之醫療院所制定電腦治療計畫，並進行後續現場實測作業，完成之電腦治療計畫如圖 5。

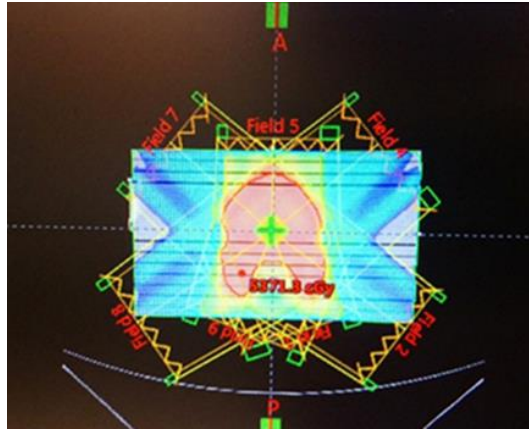


圖 5. 完成的頭頸部計畫劑量驗證電腦治療計畫示意。

4. 現場訪查

輻射品保作業檢查：確認臨床單位放射治療設備之品保查核項目符合品保標準：光子輸出劑量 2% 以下、深度劑量參數 2% 以下、劑量剖面一致性 2% 與對稱性 3% 以下，才進行後續電腦治療計畫之驗證。

(1) 假體劑量轉換參數之建立：

在臨床單位輸出劑量使用之參考深度與照野下，給予相同劑量並使用 Farmer type 游離腔量測，求得自製 IMRT 假體 (Polymethylmethacrylate, PMMA) 與等效水假體之劑量轉換參數，如圖 6。

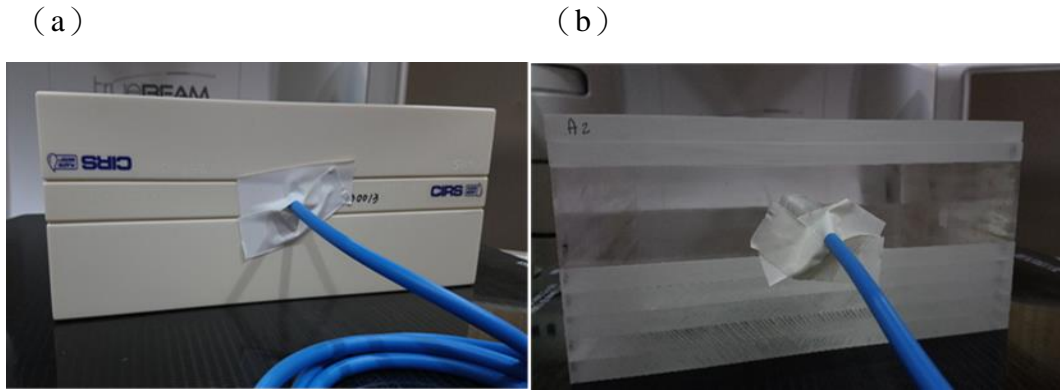


圖 6. 假體劑量轉換參數 (a) 醫院等效水假體 (b) 自製 IMRT 假體。

(2) 頭頸部治療計畫劑量驗證：

I. 透過電腦治療計畫中之劑量－體積直方圖 (dose volume histogram, DVH)，確認各醫療院所之電腦治療計畫是否達成事前作業所制定之頭頸部計畫劑量驗證規範。

II. 劑量驗證之實測

1.) 同時使用多項劑量計，包含 Farmer type 游離腔、電量計、EBT3 輻射變色軟片與自製 IMRT 假體。

2.) 以各治療設備之雷射與光距離指示器，達到 SAD= 100 cm, SSD= 93 cm，自製 IMRT 假體之劑量照射等中心點 (isocenter) 位於深度 7 cm 之位置，如圖 7. (a)。

3.) 此時游離腔置放於假體深度 4 公分 PTV 劑量均勻處，

且 EBT3 輻射變色軟片置放於劑量照射等中心點，該位置同時包含 PTV 與危急器官唾液腺，如圖 7. (b)。

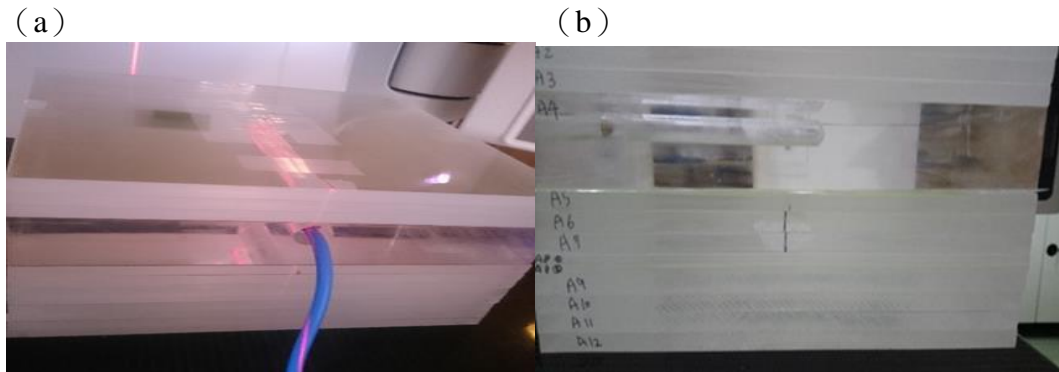


圖 7. (a) 劑量驗證實測對位示意 (b) 實測劑量計擺放示意。

4.) 各臨床專業品保人員依所制定之頭頸癌計畫劑量進行照射，以驗證電腦治療計畫。

5.) 游離腔讀值經假體轉換參數校正後，計算出 PTV 於該位置之實測劑量，並比較實測劑量與電腦治療計畫值之差異，應小於 3%。EBT3 輻射變色軟片可得二維劑量分布，如圖 8.。

III. 在操作人員協助下，取得電腦計畫中各劑量計位置之計算劑量與平面劑量分布。

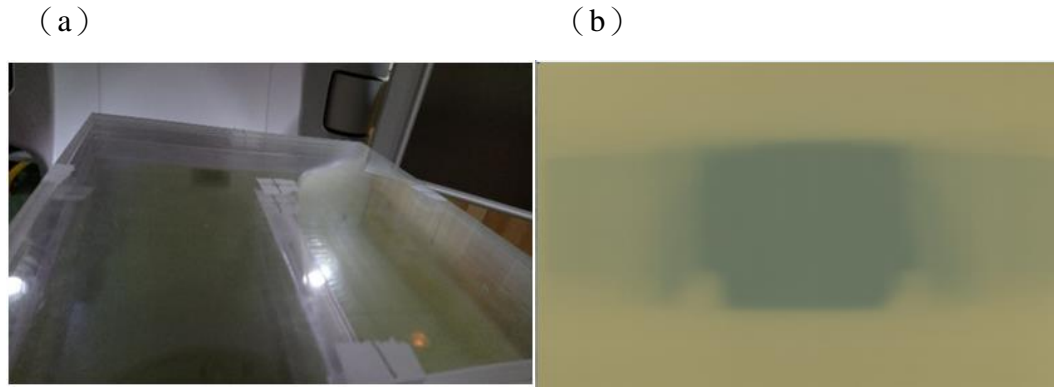


圖 8. (a) 實測中 EBT3 輻射變色軟片位置 (b) 照射完成之 EBT3。

5. 數據分析

分析上述檢查結果，並參考文獻資料，擬訂國內醫療院所適用之治療計畫劑量驗證標準化作業程序，以協助醫療院所提升 IMRT 技術之劑量準確性。

(1) 假體劑量轉換參數：

該參數定義為在相同照射條件下，不同假體間之游離腔計讀值之比，需考慮各臨床單位間輸出劑量照射條件差異，如：深度、單次輸出劑量給予、等效水假體……等。透過參數可換算在自製假體中所接受到之游離腔計讀值為多少 cGy，並去除系統性誤差，以快速得到劑量，範例如表 1。

表 1. 範例臨床單位之照射條件，為 SAD= 100 cm，等效水假體深度 5 cm 處，給予游離腔 100 cGy 之劑量，並考慮組織最大比 (tissue maximum ratio, TMR)，經比較相異假體間之游離腔讀值 (nC)，可得劑量轉換參數 (phantom correction factor, C_p) 為該院假體讀值/自製 IMRT 假體讀值。

照射條件			
SAD	100 cm	組織最大比	0.921
Depth	5 cm	給與劑量	100 cGy
劑量轉換參數運算			
	臨床假體	自製假體	C_p
讀值	16.85	16.37	1.0293

(2) PTV 之劑量差異計算：

頭頸部治療計畫劑量驗證過程中，可得單次照射游離腔計讀值，藉前述之劑量轉換參數換算後可得校正後之計讀值，該值=原始量測值×劑量轉換參數。此處之劑量計算與一般品保之輸出計算獨立，故需要參考輸出電量值轉換至劑量之各類參數。因此考量臨床單位之參考深度位置是否 1 監測單位 (monitor unit, MU) 等同 1 cGy，相同則 PTV 劑量=原始量測值×劑量轉換參數×單位

讀值劑量(1 cGy/ nC) ；單位讀值劑量為每單位之游離腔計讀值對應多少劑量之換算，該值僅考慮臨床單位定義中讀值和劑量之比，並無考慮其他劑量轉換參數。若非 1 監測單位= 1 cGy 則需考慮組織最大比(依臨床方法進行正確的參數轉換)，臨床單位範例如表 2。

表 2.PTV 劑量之量測：位於自製假體深度 4 cm 處，經換算後可得靶器官之點劑量。點劑量誤差 = $[(\text{實測點劑量}-\text{計畫點劑量})/\text{計畫點劑量}] \times 100\%$ ；輸出劑量誤差則為品保實測所得；總誤差 =

$$\sqrt{|\text{點劑量誤差}|^2 + |\text{輸出劑量誤差}|^2}$$

點劑量誤差－輸出劑量誤差。

PTV 劑量之量測				
深度	游離腔讀值	校正讀值	實測點劑量	計畫點劑量
4 cm	36.61(nC)	37.68(nC)	205.96	205.5
點劑量誤差		輸出劑量誤差		總誤差
0.27%		-0.16%		0.31%

(3) EBT3 輻射變色軟片二維劑量分布：

頭頸部治療計畫劑量驗證照射後之輻射變色軟片，使用建立

完成之校正劑量曲線，並經 Film QA pro 軟體計算分析得二維劑量分布圖，如圖 9。電腦治療計畫計算之照射等中心點二維劑量分布平面，匯出之 DICOM 檔，則如圖 10 所示。

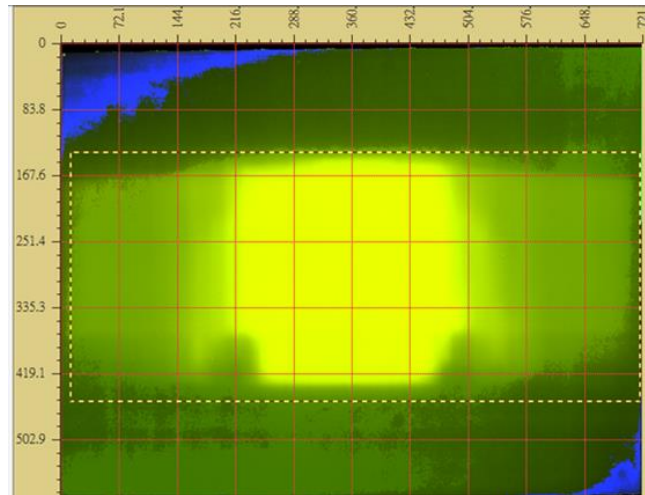


圖 9. EBT3 輻射變色軟片二維劑量分布，黃色虛線方框為主射束對構造進行照射之區域，方框外則為射束散射造成之劑量分布。

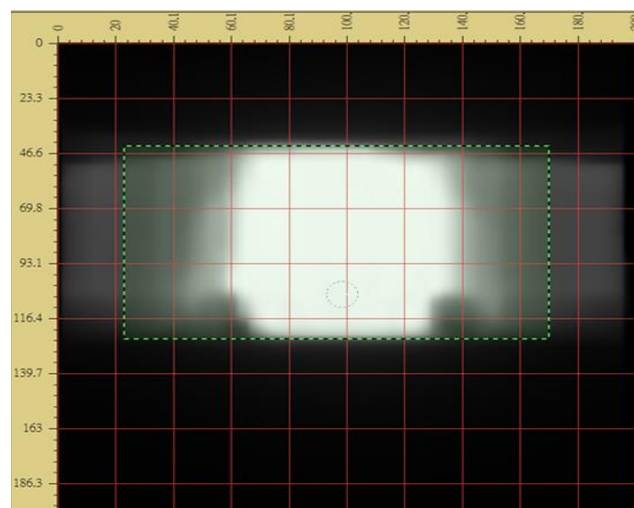


圖 10. 電腦治療計畫計算出之二維劑量分布，綠色方框內為主射束對構造進行照射之區域，黑色部分則為計算得低劑量之區塊。

二維劑量分布之分析方法：本研究使用 Gamma index 作為評估方法，原理方程式如方程式 1.~4.所示，並設定參數 $\Delta d_{\max} = 3$ mm, $\Delta D_{\max} = 3\%$ 。 Δd_{\max} 為可接受最短劑量點 (distance to agreement)，其是單點外可找到相同劑量點之最短距離； ΔD_{\max} 則為劑量差異 (dose difference)。使用該條件分析二維劑量分布靶器官與危急器官區域中，電腦治療計畫計算與量測之差異，並獲取通過之百分比 (passing rate)。

$$\text{方程式 1. : } \gamma(x_r, y_r) = \min_{x_c, y_c} \{ \Gamma_r(x_c, y_c, D_c) \}$$

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

$$\text{方程式 3. : } \Delta r = |\vec{r}_c - \vec{r}_r| = (x_c - x_r)^2 + (y_c - y_r)^2$$

$$\text{方程式 4. : } \Delta D = D_c(\vec{r}_c) - D_r(\vec{r}_r)$$

此處簡要說明分析原理，在二維劑量分布其由多個劑量點所構成，而 Gamma index 計算各單點通過與否並總計出該區域之通過率。方程式 1.指出量測點 $\gamma(x_r, y_r)$ 計算得 ≤ 1 時是為通過， x_r, y_r 為平面上之座標位置、 D_c 則為其劑量值；方程式 2. $\Gamma_r(x_c, y_c, D_c)$ 為一橢圓平面之方程式，可算出量測點與計算值之關係，包含劑量

差異 (ΔD_{max}) 與可接受最短劑量點 (Δd_{max}) 之計算。方程式 3. 與方程式 4. 則為計算過程中，可接受最短劑量 (Δr) 與劑量差異 (ΔD) 之計算方法。使用 Film QA pro 軟體分析則如圖 11. 所示。

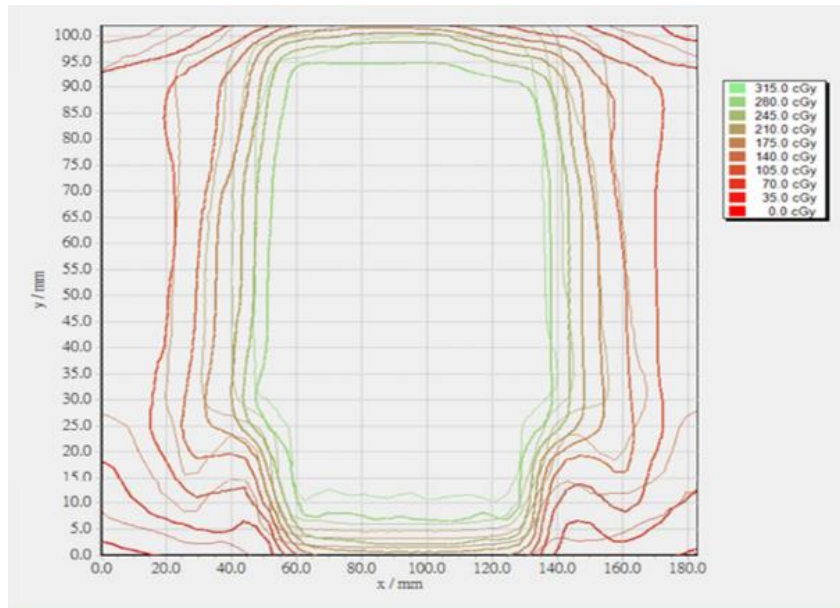


圖 11. 等劑量曲線圖為平面上各劑量點之連接，圖內細線為輻射變色軟片測得之劑量分布、粗線則為電腦治療計畫計算出之劑量分布。

參、研究過程與結果

一、放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查與品質提升

(一)放射治療單位與其設備資料之彙整更新

本年度彙整全台各治療單位與其設備資料，並更新 107 年度資料庫。放射治療設備包含：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，不包括新設之質子治療技術，今年度共 81 家醫療院所設有治療設備，至年底總計 206 台治療設備，詳細訪查設備數量與分布區域列示於表 3，與年初評估之設備總數相仿，但詳細比較設備數目變化，遙控式後荷近接治療機停機三台，遠隔治療設備亦同時增加三台，訪查後經全台各醫療院所回報，至少六台新型直線加速器即將裝設。

本計畫自 104 年開始至今共三年，可觀察到台灣具放射治療設備與醫療院所之數目皆不斷上升，如表 4。時至 107 年年底，以總人口 2300 萬人口進行治療資源分析，治療設備資源約為 8.96 台/百萬人，若僅考慮高能遠隔治療設備，遠隔治療設備資源約為 7.52 台/百萬人。

表 3. 本計畫受檢設備數量及其分布區域

	Linac	Brachy	Tomo	Gamma knife	Cyber knife	總數
北區	56	14	12	2	3	87
中區	29	7	4	3	0	43
南區	51	11	4	2	2	70
東區	4	1	0	1	0	6
總數	140	33	20	8	5	206

表 4.105 年至 107 年放射治療設備數目變化

年度	105	106	107
北區	83	87	87
中區	46	45	43
南區	64	67	70
東區	5	6	6
總數	198	205	206

(二) 品保作業項目現場量測查核

本計畫檢查過程中，藉由書面資料收集與討論修正後，並依循臨床單位所制訂的程序書執行品保作業，受檢項目皆符合「輻射醫療曝

露品質保證標準」的規定。

1. 射束輸出劑量準確性校驗

醫用直線加速器包含光子與電子射束，光子能量以 6, 10 MV 為主，電子能量則以 6, 9, 12, 15 MeV 為主，同時在 107 年度具無整平濾片 (flattening filter free, FFF) 光子射束之醫用直線加速器亦明顯增加，射束能量包含 6FFF, 10FFF，數目達 47 個，占光子射束百分比之 15.72%，皆符合一般光子射束所規範之輸出劑量準確性於 2% 以內。總計光子與電子分別測得 299 與 433 個實測射束輸出劑量準確性，檢查結果則如圖 12. 所示，本年度超過 78.2% 之檢查射束輸出劑量準確性在 1% 以內，比較 105 至 107 年度之資料，可發現電子射束 1% 以內所占百分比逐年微幅上升，如圖 13.。

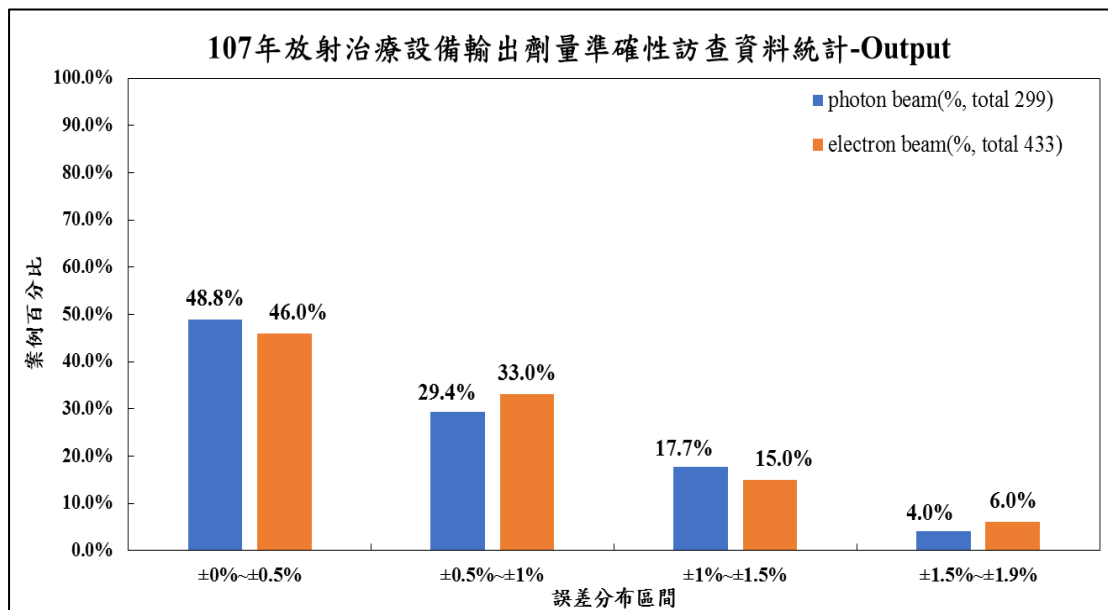


圖 12. 醫用直線加速器光子與電子射束輸出劑量準確性校驗檢查結果

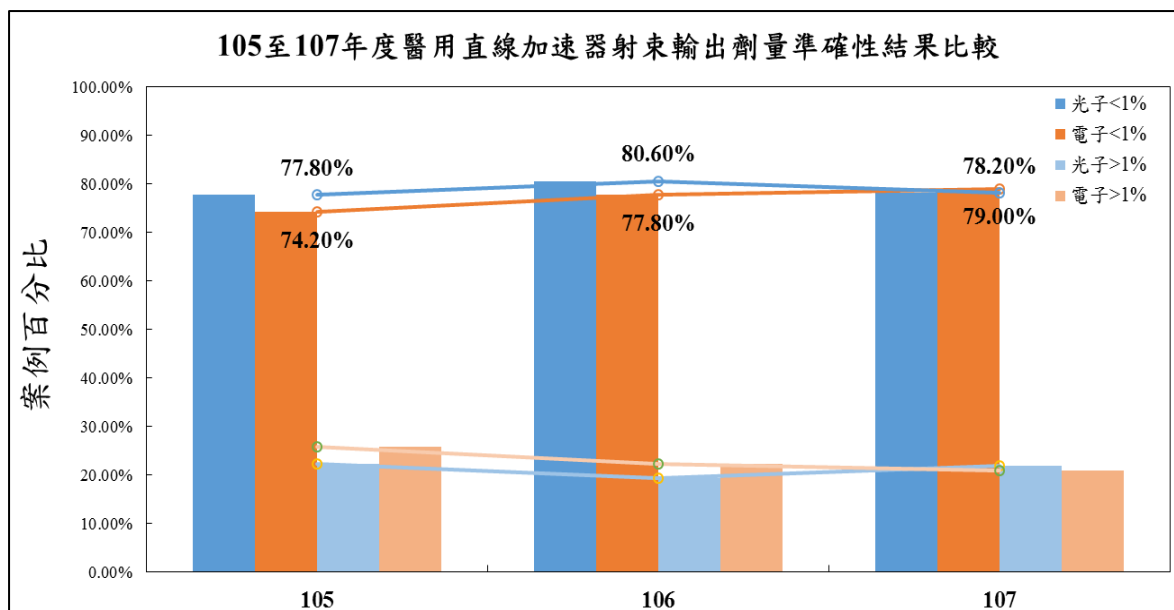


圖 13. 105~107 年醫用直線加速器射束輸出劑量準確性結果比較

加馬刀、電腦刀及電腦斷層治療機之輸出劑量準確性校驗的結果呈現如圖 14.所示，加馬刀、電腦刀及 90%之電腦斷層治療機皆在 1.5%以內。就電腦斷層治療機之輸出劑量方法進行討論，裝配該治療設備之醫療院所於每月品保時仍多採取固定角度劑量校驗（static output），而非使用 TG-148 報告之旋轉輸出劑量校驗（rotational output），然在兩者皆使用之醫院中，方法間明顯有差異，並考慮電腦斷層治療機於臨床照射時之原理，照射病人過程中是以射束旋轉之方法給予病患劑量，現階段持續使用 TG-148 或原廠建議旋轉劑量驗證者於每月品保量測者約占 30%，建議持續推廣旋轉輸出劑量校驗方法的使用，並以此作為調整輸出劑量準確之依據，提高品保與臨床應用間之相關性。圖 15.呈現 105 至

107 年之加馬刀、電腦刀及電腦斷層治療機之輸出劑量比較，電腦斷層治療機小於 1% 之結果具逐步增加的趨勢。

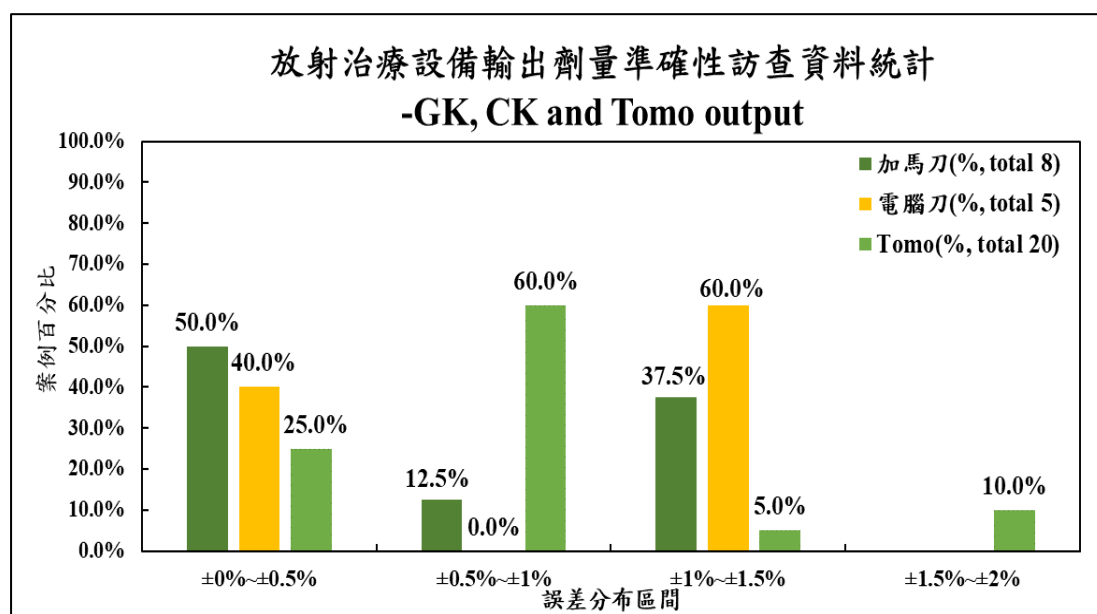


圖 14. 電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀輸出劑量準確性校驗結果

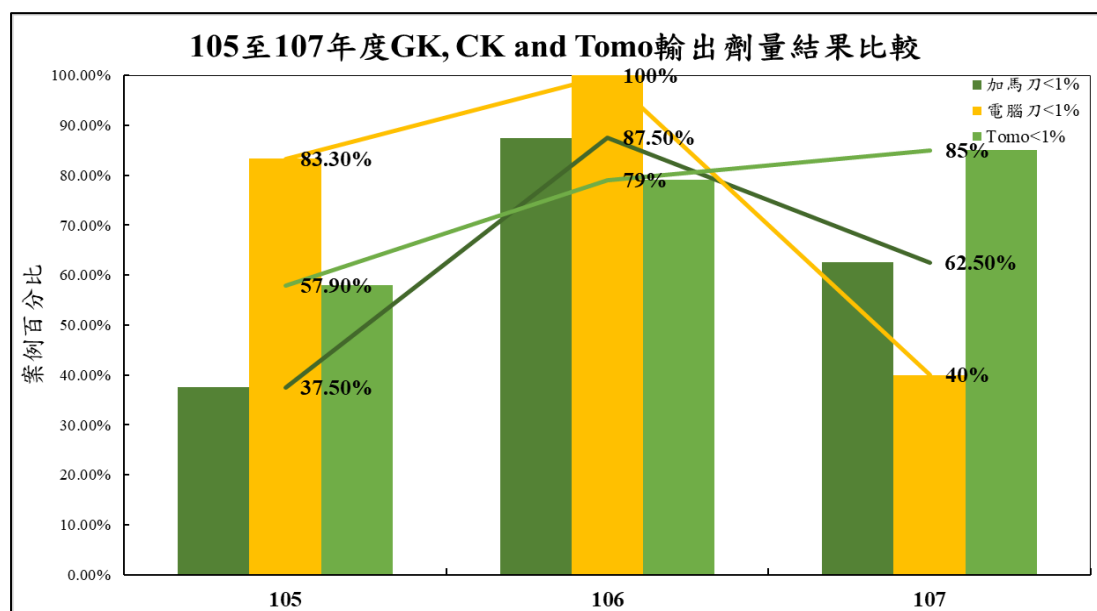


圖 15. 105 至 107 年度電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀輸出劑量準確性結果比較

2. 射束中心軸於治療深度之劑量參數(輸出能量準確性校驗)

此項目醫用直線加速器之 107 年結果如圖 16.，光子射束高達 96 %、電子射束 58.7% 誤差小於 1%，此光子明顯優於電子射束之情形，是因光子與電子之物理特性所致。而電子射束部分依游離輻射防護標準規範，誤差可為 2% 或 2mm，意指當在標準深度下量測，結果誤差小於 2%，或誤差大於 2%，但經調整深度上升或下降 2mm 後，誤差可小於 2%，以上兩種情況視為通過，此規範之標準與電子在深度劑量變化之特性相關，是故該區間不適用於光子射束，而本年度具無整平濾片光子射束已達 15.7%，亦同樣符合光子射束之誤差 2% 內之規範。105 年至 107 年之醫用直線加速器光子與電子射束輸出能量準確性之變化則如圖 17. 所示，歷年光子射束之能量準確性皆高於 93%。

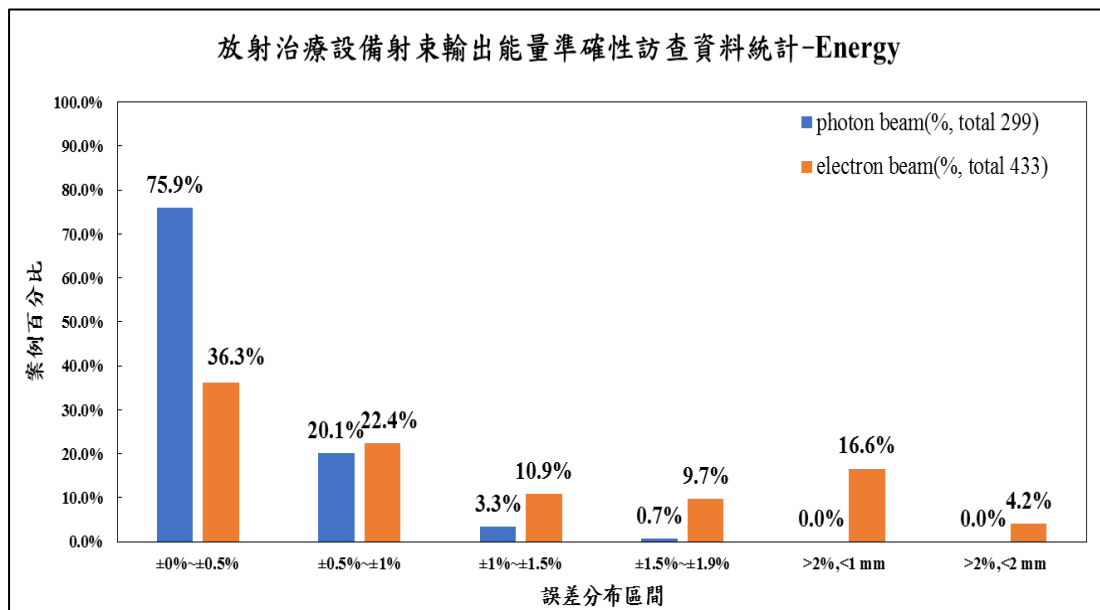


圖 16. 醫用直線加速器光子與電子射束輸出能量準確性檢查結果

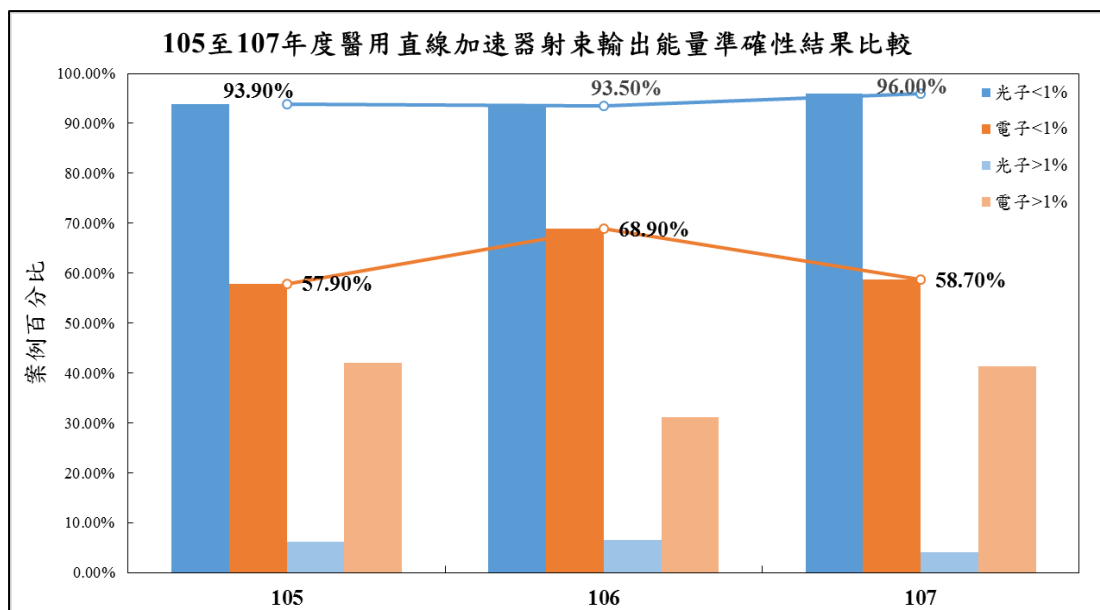


圖 17. 105 至 107 年醫用直線加速器射束輸出能量準確性結果比較

電腦刀及電腦斷層治療機之輸出能量準確性校驗的結果呈現如圖 18.所示，加馬刀係使用射源，故無該項校驗。60%以上之電腦刀與 70%之電腦斷層治療機輸出能量差異在 1%以下，此處採用之差異公式皆為〔(量測值-標準值)/標準值〕之百分比，而電腦斷層治療機與電腦刀，臨床單位多使用不僅單一深度比值做為參考，亦會比較不同深度確認其精準性，圖 18.以各單位月品保之深度作為統計，當中深度 1.5 cm 比 10 cm 最為廣泛、亦常比較 1.5 /20 cm 或 10 /20 cm 間之深度劑量誤差。105 至 107 年之電腦斷層治療機、電腦刀輸出劑量準確性結果比較則顯示於圖 19.，106, 107 年皆有呈現電腦斷層治療機之 1%比率較電腦刀略高之

現象。

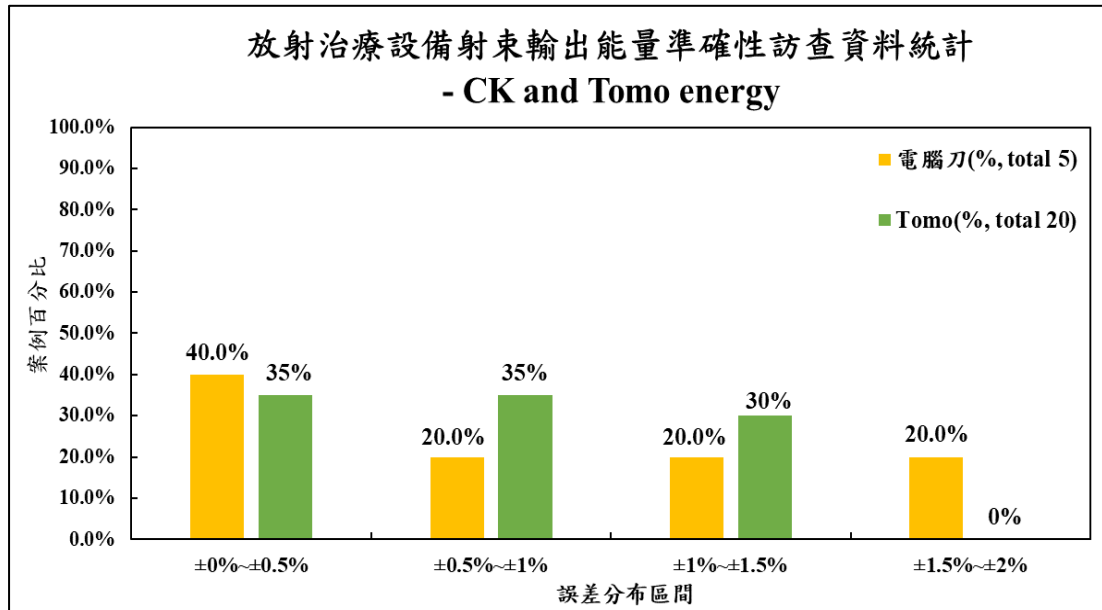


圖 18. 電腦斷層治療機、電腦刀輸出能量準確性校驗結果

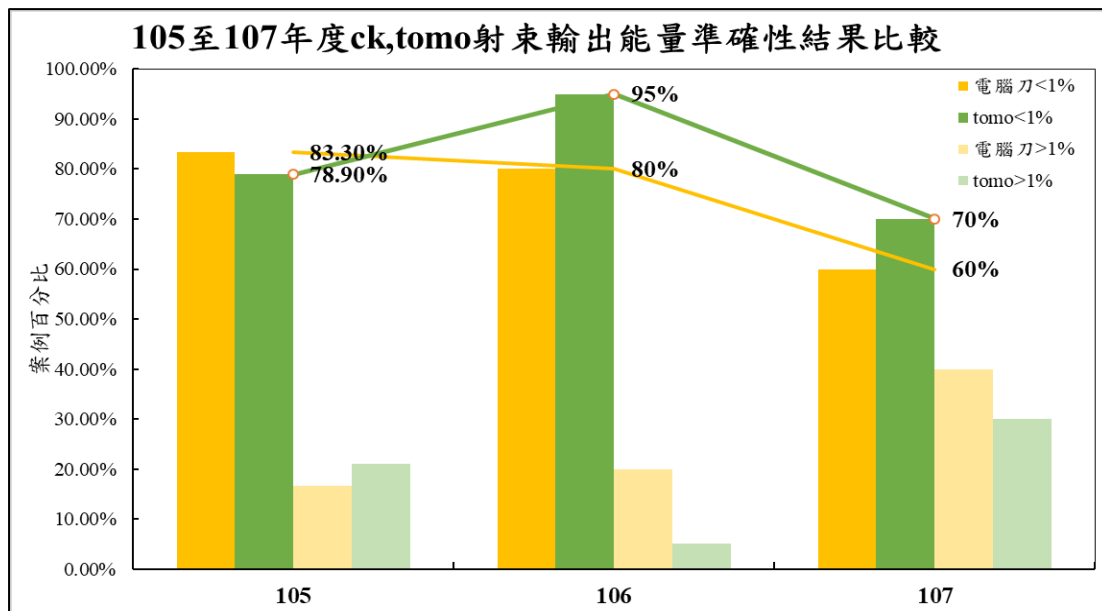


圖 19. 105 至 107 年電腦斷層治療機、電腦刀輸出能量準確性結果

3. 射束輸出剖面劑量分布準確性校驗

射束剖面劑量分布分為一致性與對稱性，皆針對各治療設備取橫向（cross-plane）及縱向（in-plane）之數據，在醫用直線加速器的部分，臨床單位使用之光子能量有 6, 10 MV、亦同時包含無整平濾片之光子射束 6FFF, 10FFF；電子能量則以 6, 9, 12 MeV 為主，總計收取 586 與 866 筆數據，如圖 20.所示，94.2%之光子射束與 86.7%之電子射束，其一致性的差異在 1% 以下，圖 21.則顯示 105 至 107 年之一致性檢查結果，可見每年差異小於 1% 之一致性百分比，光子與電子能量皆微幅上升。

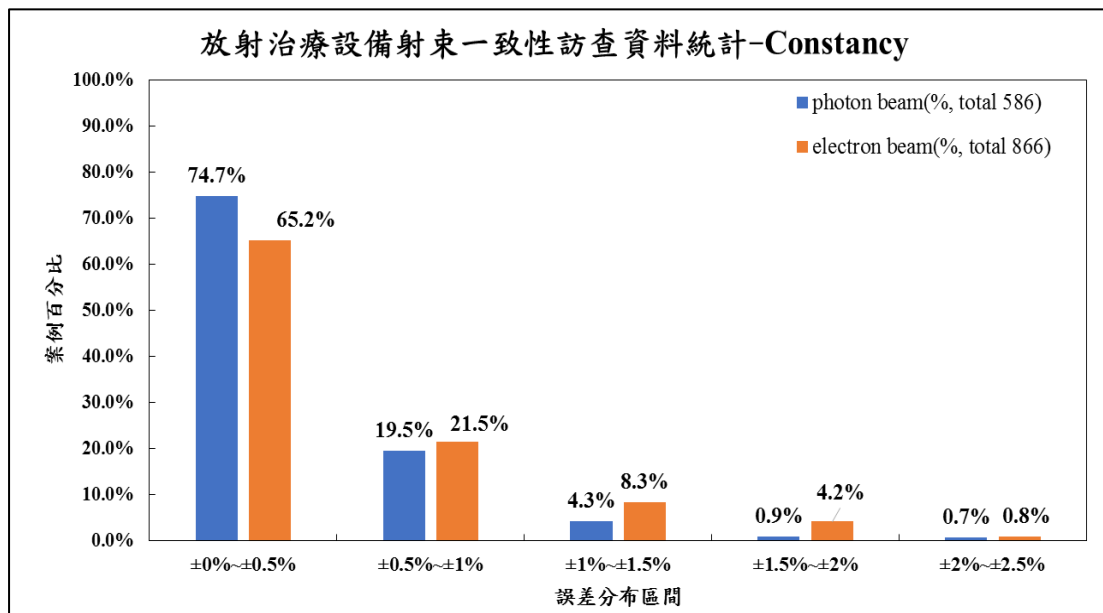


圖 20. 醫用直線加速器光子與電子射束一致性的檢查結果

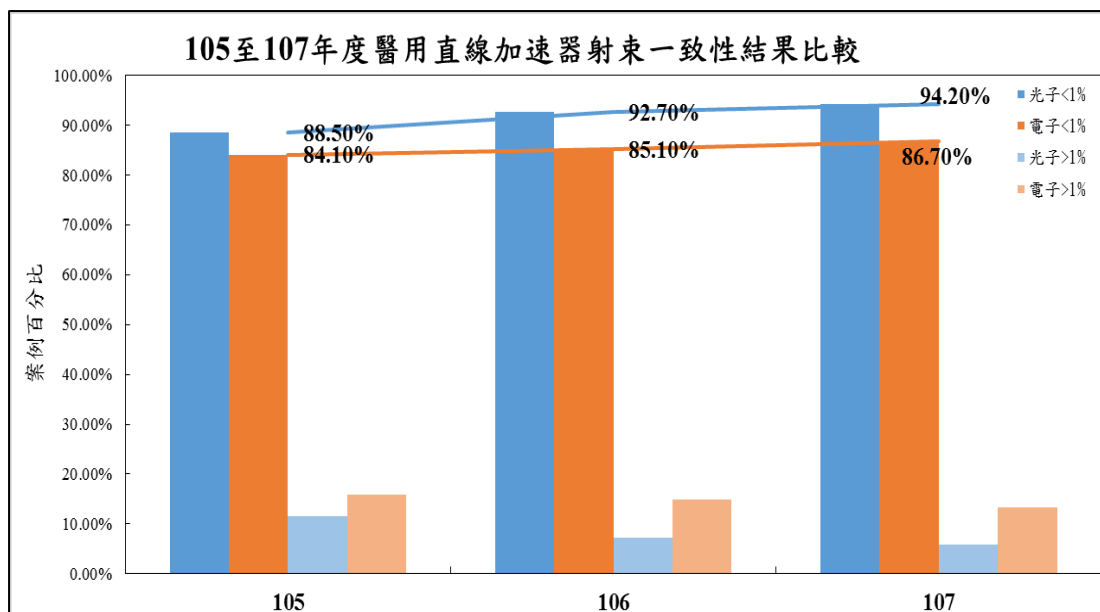


圖 21. 105 至 107 年醫用直線加速器光子與電子射束一致性結果

無整平濾片之光子射束其剖面劑量分布不具平坦之特性，且並未加入現有之品保法標準，為延續劑量剖面監測之目的，故本項測試方法沿用 106 年之品保作業方法，並將統計數據加入光子之一致性之統計數據中，並使用與一般光子射束相同之一致性規範標準 2%，107 年訪查結果皆能符合該標準。然進一步討論臨床所使用之計算公式與實測方法便各有相異，本研究所使用之品保方式建議於 20x20 cm² 照野下進行，紀錄橫軸與縱軸在 80% 照野範圍之相對劑量讀值，並將之與基準值相比，計算出其差異，紀錄表格如表 5. 所示。無整平濾片之光子射束剖面之特殊性，亦可使用兩點照野範圍之相對劑量讀值計算出斜率，再與基準值比較便可計算出差異；或直接帶入光子一致性公式 = $\left[(D_{\max} - D_{\min}) \right]$

$\left[\frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \right] \times 100\%$ ， D_{\max} 於無整平濾片劑量剖面中都位於中心高劑量區域， D_{\min} 則位於主照野剖面外側，亦可計算得出差異值。故如上所述，醫療院所可配合不同之劑量量測設備，建立監測無整平濾片光子射束一致性之品保作業流程與其基準值。

醫用直線加速器之對稱性如圖 22.所示，76.5%光子射束與78.3%電子射束差異小於 1%，臨床上對稱性之月品保量測多使用水假體以外之劑量量測設備，對稱性之基準值於水假體中多調整至趨近於零，然而水與劑量量測設備之有效原子序與深度不完全相仿，故多數醫院使用水假體訂定完基準值後，會於相同照射條件下，使用月品保之劑量量測設備測得所屬之基準值，並使用於每月例行品保計算出對稱性之差異。圖 23.為 105 年至 107 年之醫用直線加速器光子與電子射束對稱性結果比較，呈現一微幅上升之趨勢。

表 5. 無整平濾片光子射束剖面劑量一致性較驗參考紀錄表格

無整平濾片光子射束剖面劑量分布一致性						
	軸向	L	R	Baseline	誤差-L	誤差-R
20%	Cross-plane	99.4%	99.2%	99.0%	0.4%	0.2%
	In-plane	99.4%	99.2%		0.4%	0.2%
80%	Cross-plane	86.6%	86.1%	87.2%	-0.6%	-1.1%
	In-plane	86.7%	86.1%		-0.5%	-1.1%

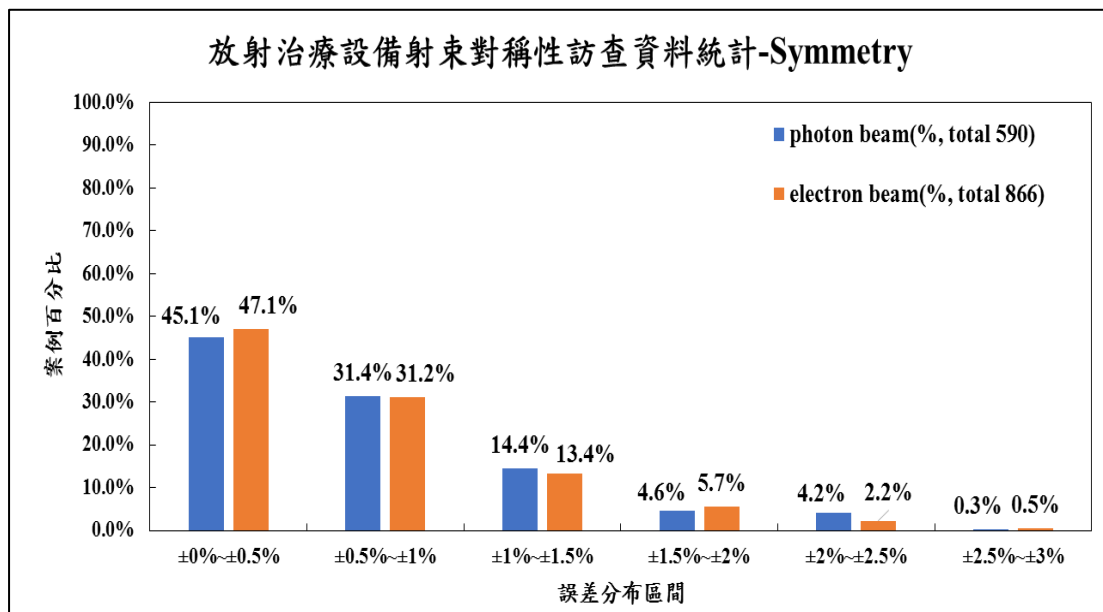


圖 22. 醫用直線加速器光子與電子射束對稱性的檢查結果

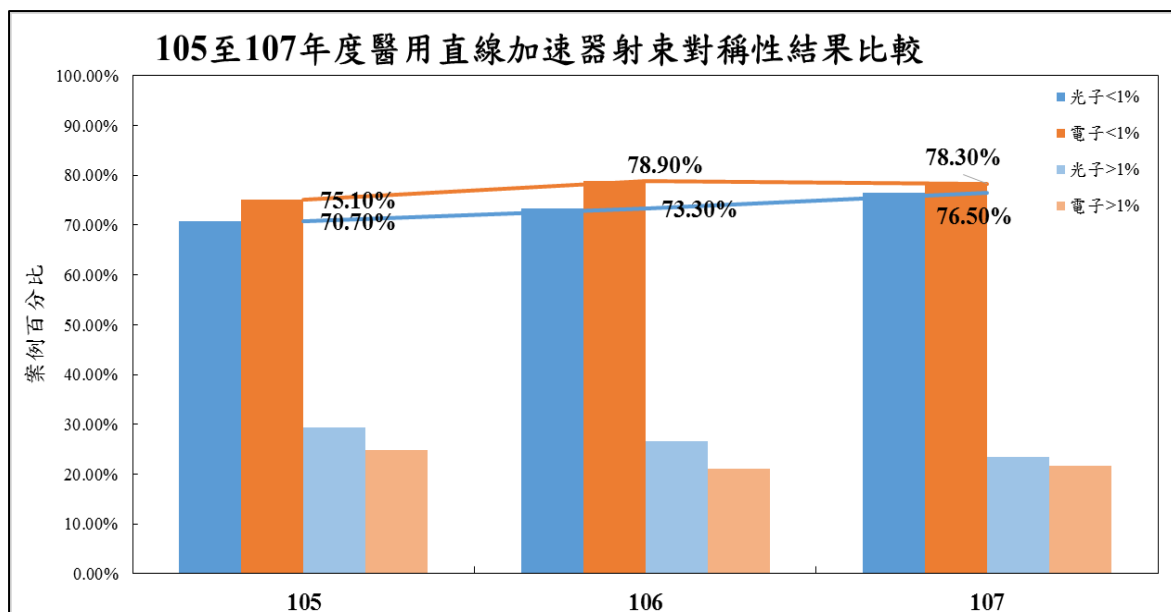


圖 23. 105 至 107 年醫用直線加速器光子與電子射束對稱性結果比較

107 年度之電腦斷層治療機射束剖面，長軸差異皆小於 1%、橫軸剖面劑量則皆符合 Gamma index 在 2% /1mm 內之範圍內，現有法規之標準為 2%、2 mm，該原廠品保容許度較現有法規嚴格，因而建議參考該品質條件，調整此項目之誤差容許值。電腦刀之射束對稱性則皆符合 3% 之法規標準。

4. 設備機械運動準確性校驗

電腦斷層治療機之機械運動包含治療床之位移準確性與水平測試，107 年度之檢查結果，治療床前進後退及上升下降位移測試，各方向移動 10 cm 之誤差皆在 1% 以下；治療床於治療位置之床水平亦皆小於 0.3 度。

電腦刀之機械運動項目治療床移動準確性與影像導引系統之測試，治療床移動之誤差皆在 0.8 mm 以內、影像導引系統之偏移亦在 0.8 mm 以內。加馬刀之設備機械運動準確性校驗包含計時器準確性、機械中心點吻合測試或中心位置之準確性，本年度計時器誤差每分鐘皆小於 0.01min，中心位置之偏移皆小於 0.30 mm 以內。

5. 遙控式後荷近接治療機品保校驗

本年度近接治療機品保項目射源強度之量測，使用兩種方法進行強度誤差之計算。

方法一：使用游離腔量測，並經各項參數換算後所得之實測劑量與基準值相比所得之實測誤差；

方法二：以治療機內部計算值與基準值相比所得之計算誤差。

該基準值可以為電腦計畫值、活度衰減計算值。射源強度實測之結果如圖 24.所示，現行使用之射源強度品保標準為誤差 1% 以內，使用方法一游離腔實測之誤差，共 45% 超出標準所訂定之 1%，但若使用方法二進行射源活度之誤差計算，則皆可符合 1% 之現行品保標準。該結果之呈現與量測設備密切相關，計算射源強度時由國家游離輻射校正中心提供之校正參數值，該值本身所

具備之系統性誤差大於 1%，也因此導致方法一之誤差難以達到 1% 以下。故建議將品保標準進行調整：1. 使用游離腔進行射源活度之實測時，誤差容許值參考統計結果進行調整。2. 不使用游離腔進行射源強度品保作業時，誤差容許值則維持現行法規之 1%。

遙控式後荷近接治療機之他項受檢項目包含：輻射源停留位置、輻射源停留時間及輻射源傳輸速率誤差，皆符合品質保證標準訂定之規範。根據 107 年度之檢查結果，輻射源停留位置之誤差平均為 0.57 mm，符合誤差容許值小於 1 mm 之規定；輻射源停留時間之誤差，平均為 0.20 s，合乎每分鐘小於 1 s 之標準；輻射源傳輸速率之誤差則平均為 0.16 s，亦通過容許值 1 s 以內之規定。

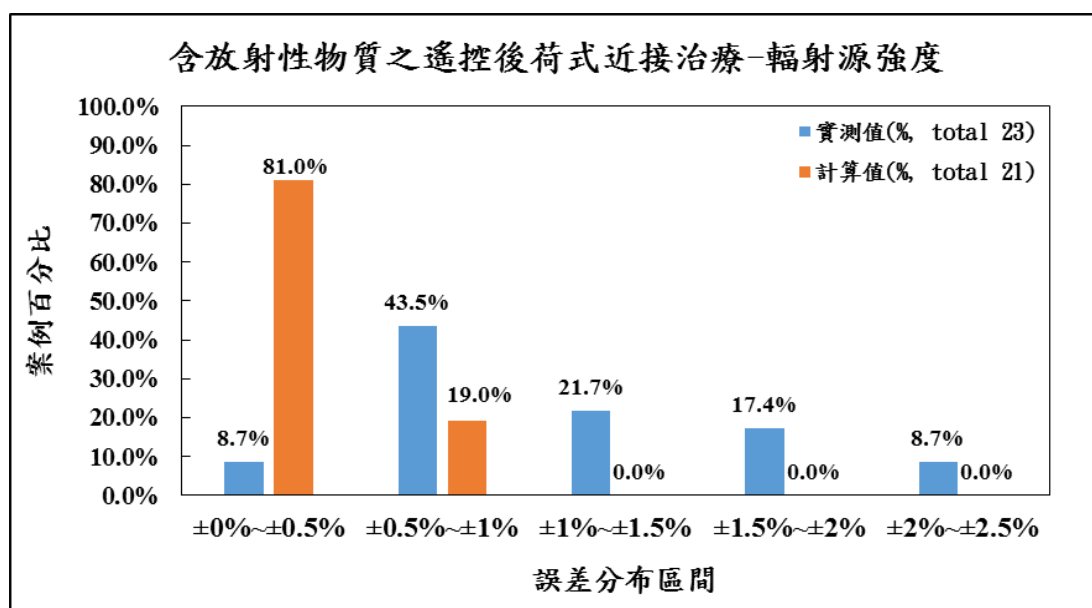


圖 24. 107 年射源強度檢查結果。

6. 放射治療設備與品保作業方法及人力分析

表 6.顯示各類醫用直線加速器於全國各區域分布之情形。為因應各式新開發較複雜之治療技術，新型加速器在控制元件、機械操作、軟體計算.....等越發精確，此現象提升了射束品質與機械運動位置的準確性，同時亦提高放射治療技術之能力。在 107 年度，國內醫用加速器廠牌仍以 Varian 及 Elekta 為大宗，常見之機型分別為 CLINAC IX 與 SYNERGY，共佔了全部直線加速器的 55%。新裝設之機種則與 106 年相仿，皆以 Elekta VERSA HD 及 Varian TrueBeam (TrueBeam STx) 系列為大宗，該機種具備無整平濾片之光子射束，並可提供更佳之射束特性穩定性與機械運動準確性；目前全國共計 25 台此類新型放射治療系統。

劑量量測設備及校驗方法之統計資料如表 7.所示，此處不包含直線加速器外之放射治療設備，1983 年發表之 AAPM TG-21 報告仍是目前劑量校驗方法之大宗，達總數之 70.6%，相較 106 年之結果並無太大變化，AAPM TG-51 報告仍以北部地區為大宗。考慮品保作業之精進，AAPM TG51 或 TRS-398 皆能降低劑量運算之不確定性，故仍鼓勵各醫療單位依循較新的劑量校驗方法。

表 6. 醫用直線加速器機型全國各區域分布之現況(單位：台)

		各區域設備數量分佈			
設備廠牌	型號	北區	中區	南區	東區
ELEKTA 總數=74	Axesse	1	1	3	0
	PRECISE SLI	1	1	8	0
	SYNERGY	22	9	15	1
	Infinity	1	0	1	0
	VERSA HD	5	1	3	1
VARIAN 總數=62	CLINAC 21EX	0	4	2	0
	CLINAC 6EX	2	1	0	0
	CLINAC 600C	0	0	0	0
	CLINAC IX	14	5	11	0
	Trilogy	1	2	1	1
	TrueBeam	6	2	2	1
	TrueBeam STx	1	2	1	0
	Unique	1	0	2	0
BRAINLAB 總數=1	NOVALIS	1	0	0	0
總數小計		56	28	49	4

表 7. 全國各區域之劑量校驗方法(單位：台)

各區域設備數量分佈				
劑量較驗方法	北區	中區	南區	東區
TG21	27	22	44	4
TG51	29	6	5	0

固態等效水假體之種類與數目則如表 8.所示，AAPM TG-21 於劑量校驗之過程需考慮材質的選用，目前全國仍以 RW3 固態假體之使用為大宗，然 TG-21 除水、壓克力與聚苯乙烯外，不具它種假體之確切查表參數，需品保專業人員額外測試後或需查閱各類文獻與資料才可精準求得，若利用 TG-51 於年測時建立水與假體之轉換參數，亦可減少假體所造成之不確定性。

表 8. 固態水假體之種類與直線加速器使用之數量(單位：台)

Phantom	Water	PSW	GSW	VSW	RW3
數量	2	6	9	15	86
Phantom	POLY	Wpoly	Solid Water	Blue Phantom	
數量	11	2	5	1	

在品保作業專業人力的分析方面，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，臨床仍有醫學物理師人力不足之情形，雖每年通過醫學物理學會所辦甄審考試的物理師越發上升，但在臨床單位所佔的比例仍有待提升。且隨近年來各類新型治療技術與設備的發展下，品保作業要求亦越趨嚴格，現行品保專業人力的配置仍有待提升。

如圖 25.為本研究所訪查之各級醫院在醫用加速器之品保項目輸出劑量誤差，輸出劑量之誤差除與設備之本身準確性相關外，亦和臨床專業品保人員之人力與學理基礎相關，醫學中心其所配備之醫學物理師人力或專業品保人員人數皆較區域醫院與地區醫院充足，亦能接受到更完整之專業訓練，故輸出劑量誤差小於1%者略多於區域醫院，並超過地區醫院 6.99 %。而圖 26.輸出能量誤差不如輸出劑量誤差呈現類似之誤差呈現，因輸出能量誤差兩者為百分深度比之比較，與設備本身物理性質更為相關，特別是電子射束的部分，難以透過精進臨床專業品保人員或是適當的品保以達到更佳之呈現，若欲達目標則多半為儀器工程師對機器電路板進行調整，且該項調整並非針對輸出能量，與臨床實際情況多有所失準，除超出品保標準會請工程師維修外，此項並非

透過專業醫學物理訓練可達，故輸出劑量誤差存在醫學中心明顯較區域醫院與地區醫院為佳，而輸出能量則不具此現象，此原因可能與機器設備之特性有關。

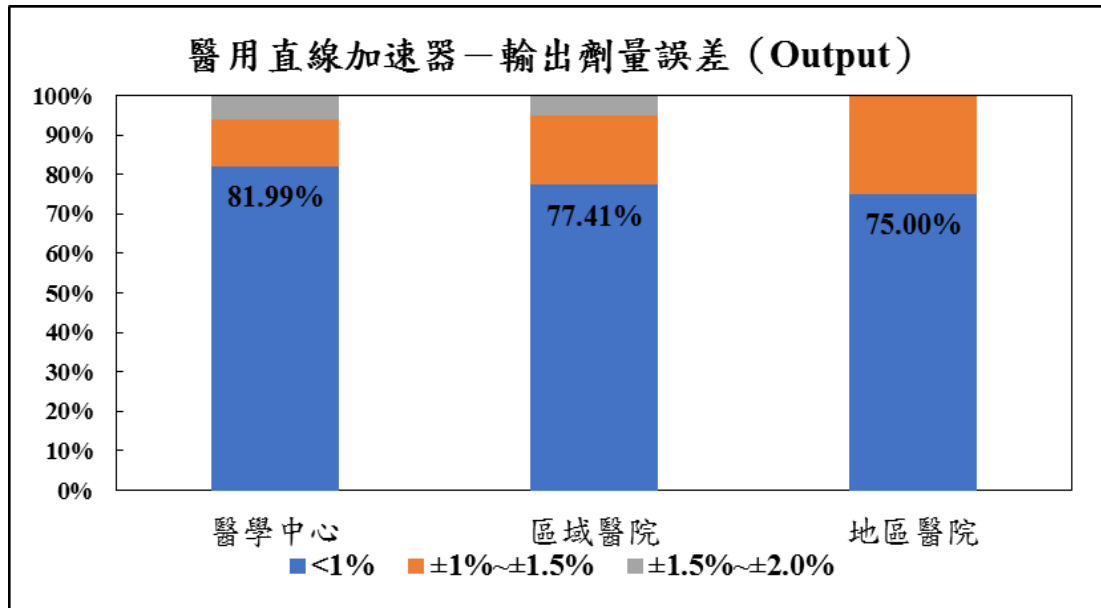


圖 25. 各級醫院間醫用直線加速器輸出劑量誤差之比較

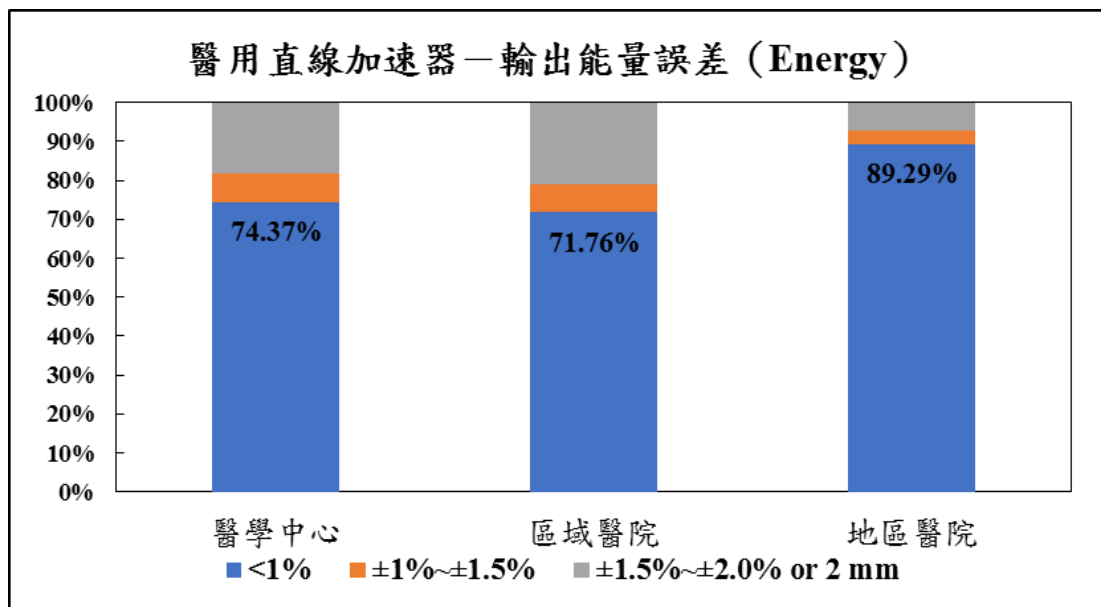


圖 26. 各級醫院間醫用直線加速器輸出能量誤差之比較

二、新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業現況訪查與研究

本年度依規劃將執行『強度調控放射治療-治療計畫劑量驗證研究』。針對具強度調控放射治療醫院進行基礎資料蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。

(一) 資料蒐集

強度調控放射治療技術已行之有年，隨著多種新型放射治療技術之快速發展，現今該技術相較於體積弧形調控放射治療 (volumetric arc therapy, VMAT) 為較基礎之放射治療技術，但其在基礎放射治療技術上之重要性仍不可被忽略。

1. 設備資料

基於強度調控放射治療之特性，其由多個角度給與不同強度光子通量，以提供高順形劑量分布，達到提升腫瘤劑量，並降低危急器官副作用之治療技術。但此技術受到醫用加速器配備之劑量給予系統影響，劑量給予系統可分為：機械端之多葉式準直系統，輻射劑量給予模式，及軟體端之電腦治療模擬計算。

因此本研究針對國內常用醫用直線加速器之兩大廠牌，包含：
(1) Elekta: Precise, Synergy, Synergy Platform, Axesse, Versa HD
(2) Varian: 6EX, 21EX, Clinac iX, Trilogy, TrueBeam。各型號裝配相異之多葉式準直儀系統，且各系統之葉片寬度與設計皆存在些許

差異。

Elekta 配有 MLCi, MLC i2, Agility 使用分段照射(step and shoot)；Varian 則有 Millennium120, TrueBeam，多採用滑動照射(sliding window)。配合臨床使用之電腦治療計畫系統包含各版本之 Pinnacle (Philips)、Eclipse (Varian)，以模擬各醫療院於臨床治療頭頸癌病人之情形，驗證該強度調控放射治療系統之計畫劑量驗證準確性。

2. 臨床品保驗證方法之調查

因強度調控放射治療技術，在劑量給予和位置精確性之要求，常利用 Gamma index 分析通過 PTV 與危急器官平面之二維劑量分布一致性，比較劑量驗證設備與治療計畫之差異，該分析因子由劑量差異(dose difference)，與可接受劑量距離(dose to agreement)兩項元素組成。為維護臨床病患之安全性，多數放射治療單位皆曾使用各式劑量驗證設備進行強度調控放射治療—治療計畫劑量驗證之品保作業。過程中各單位以等效水假體與劑量驗證設備，配合臨床真實病患之電腦治療計畫，經單次輻射曝露後以 Gamma index 進行分析，由最終結果所得之通過率，判斷治療計畫計算之準確性。

然而相異驗證系統間往往存在不同特性，如常被使用之二極體陣列偵檢器(diode array)，其空間解析度與點偵測數目皆少於輻射變色軟片，可被使用之設備還有電子照野驗證系統(electronic portal image device, EPID)與三維體積劑量假體(volumetric phantom).....等。再加上電腦治療計畫之訂定與構造、相異分析軟體與方式，皆造成測試越發複雜化。故本研究單純化實測驗證系統，並採用相同之病患構造與假體，再透過相同之分析方法與軟體進行治療系統之劑量驗證，期望達到輔助各單位再確認劑量之準確性，同時藉由多家設備的實測評估，及參考研究文獻使用3%劑量差異與3 mm可接受劑量距離之90%通過率，規範在標準化流程下之合適與否，確保強度調控放射治療之品質。

(二) 教育訓練

本研究依序完成資料蒐集、人員訓練及制訂適用於國內醫療院所使用強度調控放射治療驗證作業導則。導則內之各項細節，包含電腦治療計畫之劑量規範、PTV與危急器官構造、量測之劑量點，由本計畫研究人員(主持人，共同主持人，及計畫參與人員)組成研議小組，經由蒐集文獻報告，意見討論及實際測試，共同制訂出該項作業導則。

作業導則之教學研習討論會於107年4月下旬分別在北、中、南區舉辦，並與臨床單位品保專業人員交流討論，同時進行教學訓練，協助各放射治療品導專業人員瞭解強度調控放射治療驗證流程。

課程安排如下：

1. 中區訓練教學課程

日期：4月21日

地點：台中中國醫藥大學附設醫院腫瘤治療科



圖 27. 中區訓練教學課程

2. 北區訓練教學課程

日期：4月27日

地點：台北榮民總醫院腫瘤治療科



圖 28. 北區訓練教學課程

3. 南區訓練教學課程

日期：4 月 28 日

地點：高雄長庚醫院放射腫瘤科



圖 29. 南區訓練教學課程

(三) 校正劑量曲線之建立

本研究使用 EBT3 輻射變色軟片，將具有相似特性之光密度劑量轉換曲線。為減少各盒軟片間之系統性誤差，提升劑量驗證準確性，在相同的照射劑量區間，使用商業軟體 Film QA Pro 建立同批號不同盒之劑量轉換曲線，如圖 30.所示，曲線之關係良好與否，透過二次多項式所得之判定係數值(R^2)判斷，而本實驗建立完

成之關係曲線判定係數皆高於 0.9999，光密度值轉換劑量相當良好且穩定，可降低軟片所致之劑量誤差。

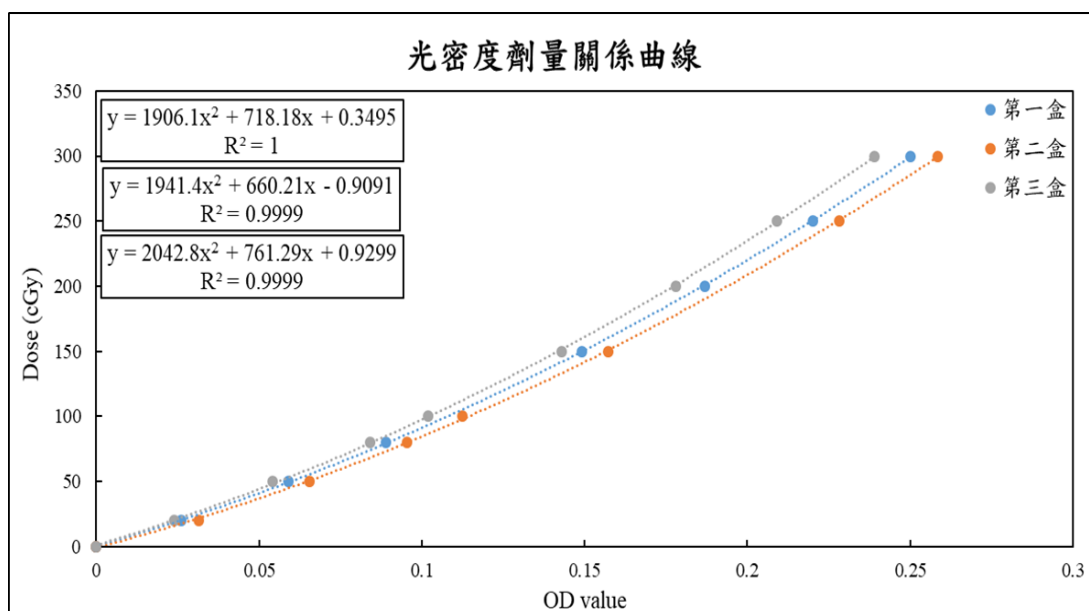


圖 30. 同批號相異單位（盒）之光密度劑量關係曲線

(四) 現場實測前置準備作業

至各醫療單位進行現場實測前，將傳送自製假體之 DICOM 影像與電腦治療計畫，本研究所給予劑量規範如下：(1) PTV 之處方劑量須達總共 5000 cGy，並分為 25 次進行照射。(2) PTV 所接受到之平均劑量需介在 95% 至 110% 處方劑量間。(3) 危急器官(spinal cord)所接受到之最大總劑量必須小於等於 4500 cGy。(4) 危急器官(spinal cord)，向外 3 mm 處所接受到之最大總劑量須小於等於 5000 cGy。(5) 危急器官(唾液腺)至少一側接受之總平均劑量須小於 3000 cGy。

本研究所使用之器官構造參考 AAPMTG-119 報告，其頭頸部試運行測試，該構造與臨床病人有所不同，PTV 範圍大，並與危急器官唾液腺相鄰，令使用較初期直線加速器、或電腦治療計劃系統版本未更換至新型之醫療院所，於制定本研究電腦治療計畫時受到限制，以致須放寬劑量規範。

部分單位無法完全達成之條件為劑量規範(2)，PTV 所接受到之平均劑量需介在 95%至 110%處方劑量間。該條件經研議小組討論，PTV 須接受足夠之處方劑量方能達到放射治療之目的，因而該條件可接受放寬至平均劑量需介在 90%至 115%處方劑量間。單位經輔助建立電腦計畫後，可達到本研究所訂定之劑量規範以給予 PTV 充足劑量，並使危急器官接受較少劑量之目標者，才至現場進行強度調控放射治療計畫驗證實測。

(五) 現場實測

強度調控放射治療為精確度高之放射治療技術，故本研究為確保後續實驗之準確性與可信度，各單位進行此新型治療技術研究前皆須符合輻射醫療曝露品質保證標準，並會針對建立完成之強度調控放射治療計畫進行劑量規範符合與否之確認。

1. 假體劑量轉換參數

本研究在輸出劑量之品保相同之品保照射條件下，使用相同 Farmer type 游離腔、電量計，取得假體劑量轉換參數，並用於後續頭頸部治療計畫劑量驗證之游離腔劑量計算。圖 31.呈現研究中各醫療單位假體轉換因子，並對應等效水假體與自製假體間之參數分布，等效水假體以固態水假體(plastic water)與 RW3 假體為主，透過圖 32.可觀察到相異等效水假體間之平均值與標準差，在 6 MV 光子射束下，RW3 假體轉換參數趨近於 1，表示最接近自製假體之劑量反應，但該假體之標準差亦大於他種等效水假體，此現象與品保照射條件相關，因使用 RW3 假體之醫療單位具二種參考深度分別為 1.5 與 5 cm，造成在 1.5 cm 情況下，轉換因子小於 1，而 5 cm 深度下因子大於 1 之情形。除 RW3 外之等效水假體，照射條件皆相同，故可透過圖 32.評估劑量轉換因子之值是否正確。

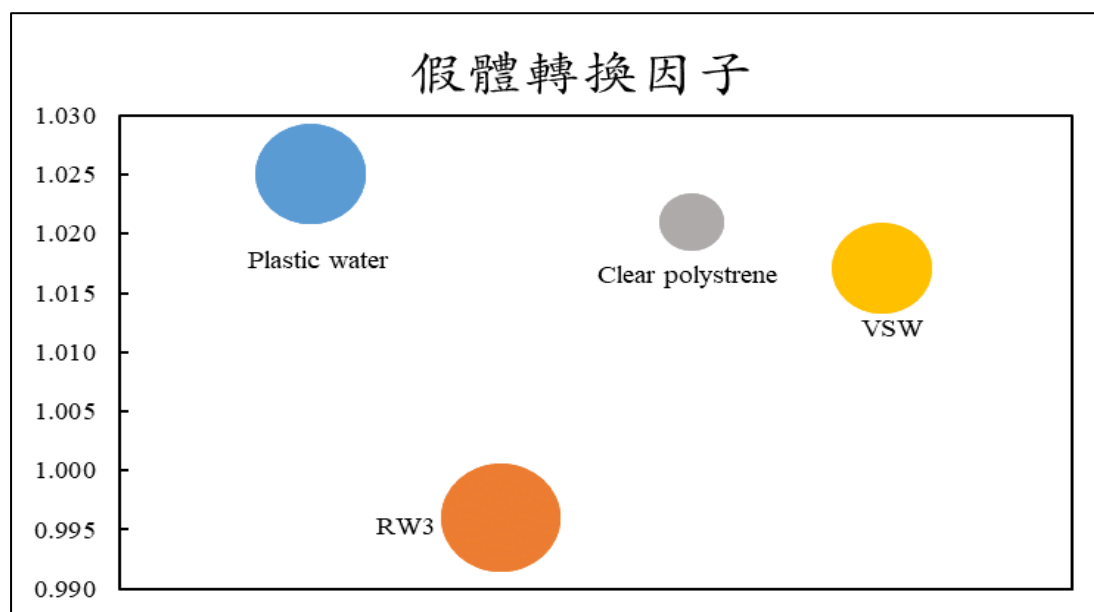


圖 31. 相異假體劑量轉換參數。

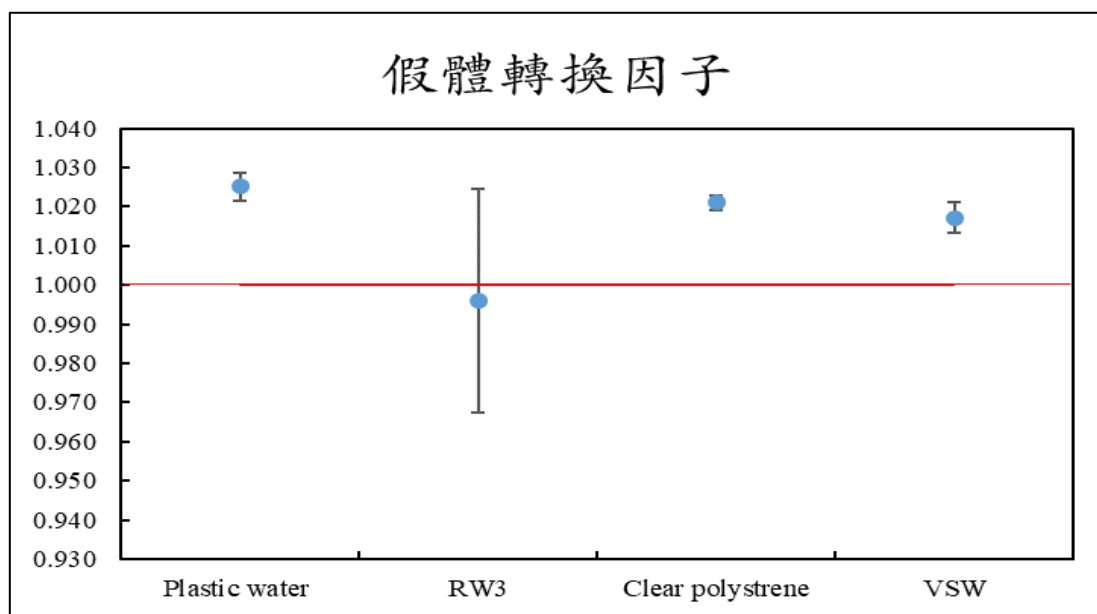


圖 32. 劑量轉換參數之分布。

2. 頭頸部治療計畫劑量驗證

本研究中同時使用游離腔與 EBT3 輻射變色軟片進行劑量之驗證，游離腔用於量測 PTV 劑量均勻位置之輸出劑量，EBT3 則用於判斷電腦治療計畫與實測值之二維平面劑量分布是否在 Gamma index 所訂定之 3% 劑量差異、3 mm 可接受劑量距離可達 90% 之通過率。

(1) PTV 輸出劑量結果

本研究使用空腔體積為 0.6 c.c 之 Farmer type 游離腔，並置於假體深度 4 cm 處量測 PTV 之劑量，並與電腦計畫值比較後可計算出誤差，如圖 33.所示，92% 之實測結果皆符合文獻所建議之 3% 劑量差異，8% 之實測結果落在 3-5% 之誤差範圍內。

依國際輻射單位與量測委員會所提出之建議劑量給予的整體不確定性應控制在 5% 以內，整體皆符合，然為訂定更精確之誤差容許值，仍就 3 ~ 5% 之結果進行討論，首先除醫用直線加速器型號老舊之疑慮，因本研究所收集之醫用直線加速器不乏裝機後運行 10 年以上之設備。檢視執行治療計畫驗證前之各項標準，包含當日品保輸出劑量與電腦治療計畫規範與劑量一體積直方圖之確認，以上項目皆符合導則所訂定之標準，然可發現此區間之當日品保輸出劑量誤差皆在 1.5 ~ 2% 之範圍內，施行此作業之設備當日品保輸出僅 12.5% 之儀器位於 1.5 ~ 2% 內，當日品保輸出與 PTV 劑量誤差，是否具有絕對之相關性仍待驗證，故是否調整進行頭頸部治療計畫劑量驗證前之劑量輸出確認標準，仍需要更多數據佐證。

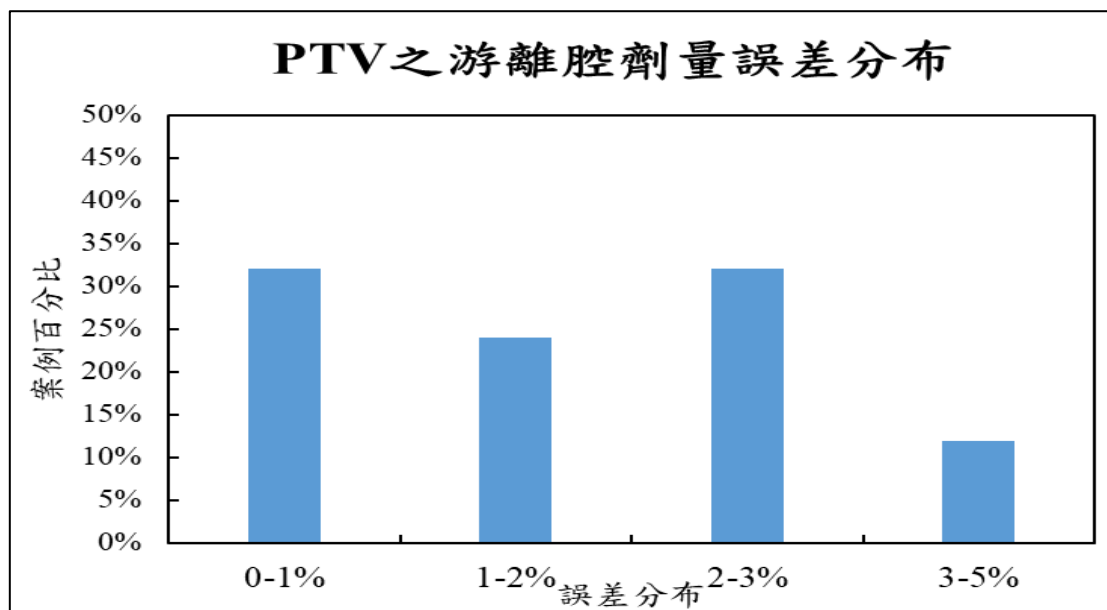


圖 33. 頭頸部 PTV 輸出劑量誤差分布。

(2) EBT3 輻射變色軟片

本研究使用 Gamma index 作為評估方法，參數設定 3% 劑量誤差、3 mm 可接受劑量距離，閾值為最大劑量點之 10%，分析平面中 PTV 與危急器官區域電腦計畫值與量測值之差異。作業過程將 EBT3 輻射變色軟片置於輻射照射中心，位於假體深度 7 cm 處，同時包含 PTV 與危急器官唾液腺之平面，因此結果將分為 PTV 與危急器官唾液腺來進行二維劑量分布之討論。

I. PTV 二維劑量分析

PTV 之平面結果皆符合 90% 之通過率，如圖 34. 所示，就設備儀器進行討論，兩者並無明顯相關之趨勢變化，再就使用年限評估，亦不存在明顯相關性，此表示專業臨床品保人員配合完整之品保作業可提供 PTV 相應之劑量與位置精準性。

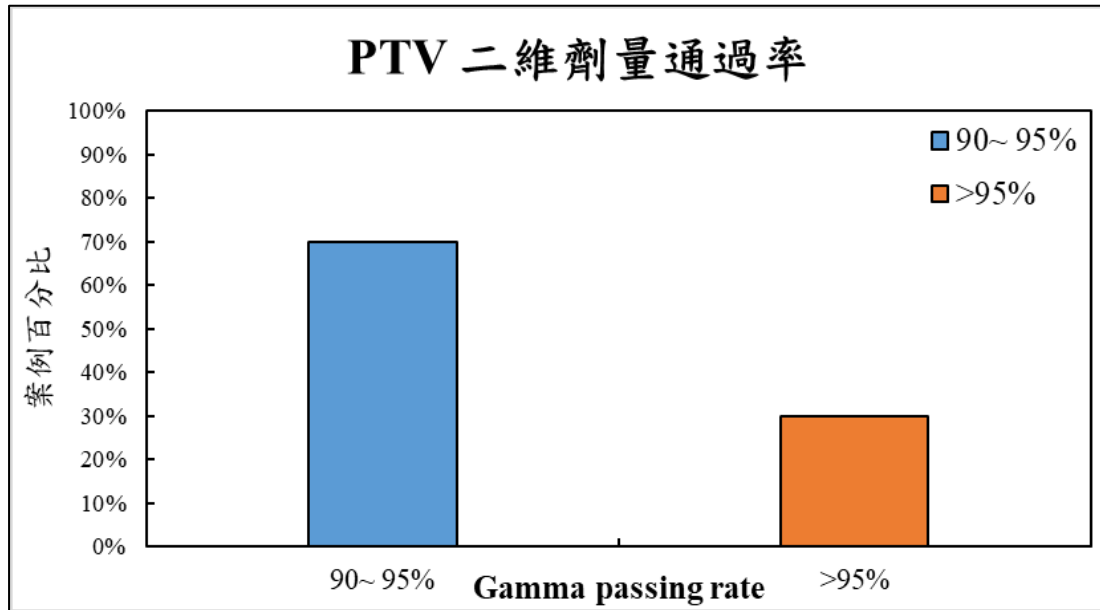


圖 34. PTV 通過率之結果。

II. 危急器官唾液腺二維劑量分析

本研究所使用之假體構造中，其 PTV 與危急器官唾液腺緊密相鄰，不同於臨床多數頭頸部患者，制定電腦治療計畫之過程中亦較為困難，參照劑量規範：至少一側接受之總平均劑量須小於 3000 cGy。唾液腺之計算除使用 Gamma index 評估外，亦比較該區域之平均劑量，同時考量危急器官誤差可接受負值，表示實測值遠較計算劑量低，亦可達到保護危急器官之目的。

雙側唾液腺平均劑量誤差中，55 %之設備所得誤差低於 3%，但有 25%之誤差超出 5%劑量範圍，如圖 35。但與 PTV 相異，當危急器官接收之劑量少於計畫計算值時，該

負向差異是可被接受的，負向差異表達出實際測得之劑量較計算值小，此可達降低正常組織副作用之目標，並根據本研究訂定之劑量規範，雙邊對稱之唾液腺，存有單邊仍可正常提供生理功能，故考量以上兩者後，平均劑量所得之結果，如圖 36.所示，75% 之治療設備（包括單側唾液腺符合之 12.5% 與雙側符合之 62.5%）皆可達到劑量規範。

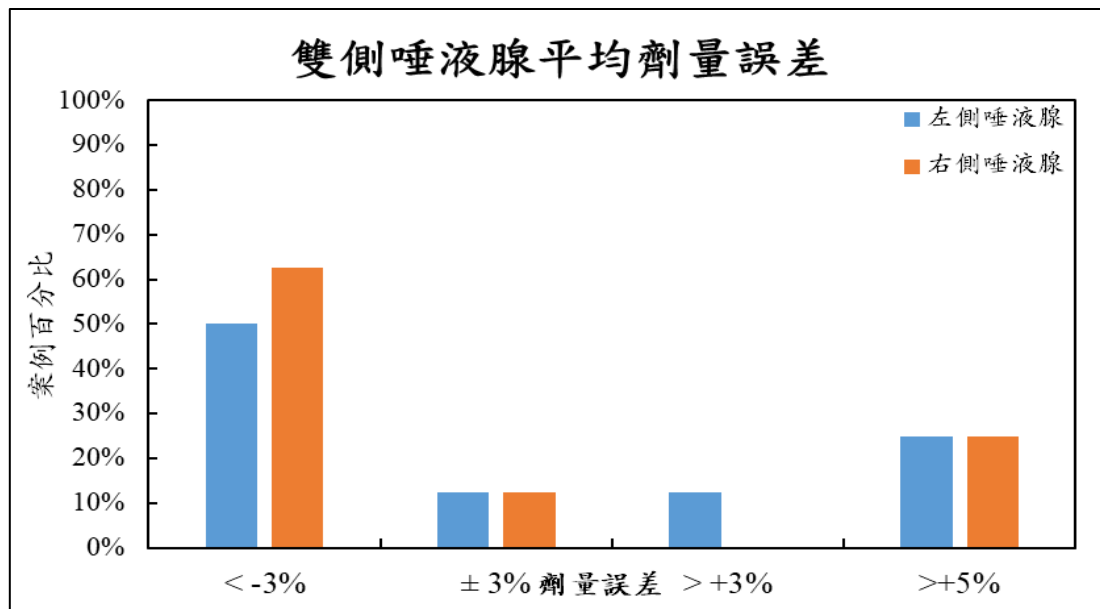


圖 35. 雙側唾液腺平均劑量誤差。

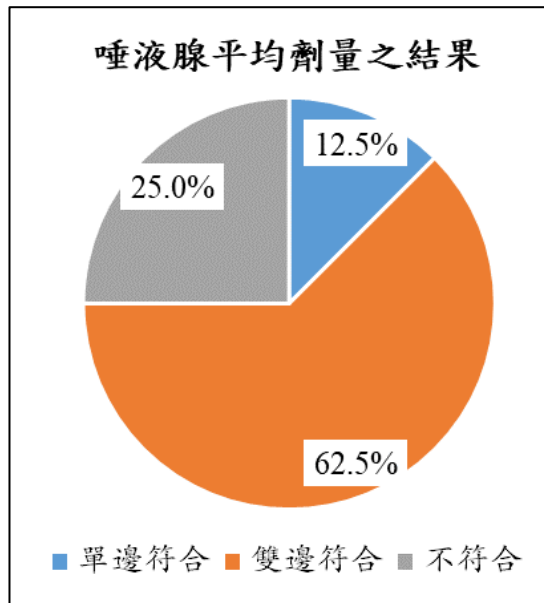


圖 36. 唾液腺平均劑量之結果呈現

(六) 總結

游離腔測量 PTV 之結果，可見 PTV 劑量誤差與品保輸出之劑量差異更為相關；當使用 3% / 3 mm 之情形下，可達 90% 以上之整體劑量分布通過率，調整為 2% / 3 mm 或 3% / 2mm 亦可獲得 90% 以上之通過率。

危急器官之平均劑量與劑量分布之通過率，在考量本研究計畫所設計之劑量規範下，其平均劑量在任一側差異小於 3% 或實際劑量低於計算值之情形下，危急器官區域之通過率亦隨之上升，卻仍未達理想之 90% 通過率。此通過率未達標準之情形，與電腦治療計畫系統之平面劑量分布計算相關，在高解析度之情況下，細節之換算需靠內插法推得，與實際量測可直接得到該平面劑量

分布不同，且輻射變色軟片所具之高解析度與對輻射之敏感性，可提供更細節之劑量變化。危急器官本身為高劑量梯度，電腦治療計畫系統計算點不足以達到量測值之計算細節，故當危急器官之平均劑量符合規範，但劑量分布通過率未達 90% 是為偽陽性。PTV 劑量與危急器官平均劑量具相關性，若 PTV 劑量誤差超出 3%，危急器官平均劑量亦將出現超出 3% 之誤差。而在 PTV 劑量誤差少於 3%，且危急器官平均劑量為負向誤差之情況下，亦可視為通過規範，但若為大於 3% 之正向誤差則不可被接受，故 PTV 劑量與危急器官平均劑量需同時符合標準，才可精進治療技術之品質。PTV 劑量亦與危急器官劑量分布之通過率相關，當 PTV 劑量誤差大於 3% 時，危急器官通過率顯著下降。然由分析結果可知 PTV 與危急器官之通過率，不存在相關性，是為該兩者劑量分布均勻度不同，致使此現象之產生。

故總結以上結果，並參考研究文獻，建議提升品保品質使用以下模式：

(1) PTV 游離腔量測結果，與危急器官平均劑量、通過率相關；

若 PTV 之游離腔劑量誤差即超出 3%，建議需再次確認月品保作業之輸出劑量項目。

- (2) 因 PTV 劑量誤差超出 3%，仍可達到通過率 90%之標準，故建議調整 PTV 之二維劑量通過標準為：2% / 3 mm 或 3% / 2 mm，或維持 3% / 3 mm 但提高通過率之門檻。
- (3) PTV 劑量、平面分布率與危急器官之平均劑量，PTV 二者須達差異小於 3%之標準，而危急器官平均劑量需為負誤差或小於 3%之差異，此強度調控放射治療劑量驗證才可視為通過。
- (4) 本研究所得之假體轉換參數，具各類等效水假體，差異皆相當接近，在考慮劑量方法後，該值可作為參考。

肆、 結論與建議

本計畫檢查過程中，藉由書面資料收集與討論修正後，並依循臨床單位所制訂的程序書執行品保作業，受檢項目皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。

針對例行放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查的部分，本研究提出如下建議：

- (一) 全國品保實測項目皆符合品質保證標準，但在部分醫療院所中仍存在計算公式之差異。標準射束中心軸治療深度該項目之誤差計算，本研究使用〔誤差=(計算值-標準值)/標準值〕，計算值由當日品保計算求得，標準值則依裝機或各年度水假體量測所得，其值必小於 1，透過該式計算後，誤差計算值將較單純相減計算值與標準值來的更高，並令標準更為嚴謹亦具有提前偵測射束品質之意義。
- (二) 全國無整平濾片光子射束數目越發上升，且其在新型放射治療技術中之應用，如立體定位放射治療手術，對位置與劑量之精準性要求極高。且依 107 年訪查結果所知，現行具該射束之臨床單位皆有進行輸出劑量與中心軸於治療深度之劑量參數之品保項目，並以光子射束之標準作為參照。然在劑量剖面之項目中，一致性計算方法仍各有不同，但皆符合一致性規範標準

2%，本研究所建議之方法如前所述，經訪查後單位所使用之計算公式亦能準確獲得可信之差異，且該項目需配合劑量量測設備之使用，故建議臨床單位進行該項目之監測，並使用一致品保作業方法建立準確之基準值。

(三) 電腦斷層治療機射束剖面之項目，其品質保證標準規範為2%、2 mm，較原廠品保容許值寬鬆，因此建議參考該原廠品保條件，調整該項目之誤差容許值。

(四) 現行之射源強度品保標準為誤差1%以內，然作業過程中若使用游離腔，其校正參數本身存在大於1%之系統性誤差，故建議對品保標準進行調整：1. 使用游離腔進行射源活度之實測時，誤差容許值參考統計結果進行調整 2. 不使用游離腔進行射源強度品保作業時，誤差容許值則維持現行法規之1%。

(五) 在精進品保作業之前提下，為降低劑量校驗方法之不確定性，建議積極臨床單位依循 AAPM TG-51 或 IAEA TRS-398 執行品保劑量校驗。

(六) 評鑑標準之各級醫院在劑量輸出之準確性中，醫學中心較區域醫院與地區醫院有更佳之結果，臨床專業品保人員人數與訓練亦更為充足，建議應鼓勵相關品保或學理訓練，並提升專業

品保人員數目，以提升非醫學中心之輻射安全與放射治療品質。

107 年依規劃執行『強度調控放射治療-治療計畫劑量驗證研究』。針對具強度調控放射治療醫院進行基礎資料蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。完成人員訓練、基礎資料蒐集與現場實測，並訂定適用於各級醫院之療計畫劑量驗證作業導則。

- (一) 在 PTV 劑量誤差超出 3% 之情形下，其劑量分布通過率仍可達 90% 之標準，故建議調整 PTV 之二維劑量通過標準為：2% / 3 mm 或 3% / 2 mm，或維持 3% / 3 mm 但提高通過率之門檻。
- (二) PTV 劑量、平面分布率與危急器官之平均劑量，PTV 二者須達差異小於 3% 之標準，而危急器官平均劑量需為負誤差或小於 3% 之差異，此強度調控放射治療劑量驗證才可視為通過。

放射治療被廣泛使用於治療惡性腫瘤，然其亦可造成正常組織之傷害，故劑量給予之準確性與放射治療結果息息相關，而品保作業的執行能有效的提升治療品質。故本計畫檢視全國現行各台放射治療作業之品保資料與現場實測，並與各臨床單位交流切磋，提供各類新學理、教材及相關實務作業方法，提升品保作業之品質。

伍、 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. 行政院衛生福利部統計處，106 年死因統計；2018
4. Faiz M Khan：Khan's The Physics of Radiation Therapy Edit 5
5. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No. 85. 2004.
6. 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.
7. G. J. Kutcher, “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,” Med. Phys. 21,581–618 (1994).
8. 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).
9. 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).
10. 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).
11. 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.

12. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med. Phys.* 34 (10), 4041-4063 (2007).
13. Stereotactic radiosurgery. AAPM Report No. 54. 1995.
14. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med. Phys.* 35 (9), 4186-4215 (2008).
15. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med. Phys.* 37 (8), 4078-4101 (2010).
16. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.* 30 (8), 2089-2115 (2003).
17. The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization. Report of AAPM Task Group 104, 2009.
18. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med. Phys.* 28 (5), 712-737 (2001).
19. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med. Phys.* 36 (11), 5359-5373 (2009).
20. Low, D.A., et al., A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 25(5), 656-661 (1998)
21. Carrasco, P., et al., 3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification. *Med Phys.* 39(8), 5040-5049(2012)
22. Nelms, B.E., H. Zhen, and W.A. Tome, Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys.* 38(2), 1037-1044(2011)

陸、研究績效

- 一、 完成論文投稿共三篇：
 - (一) Accuracy of dose calculations using convolution superposition algorithms for the nasopharynx interface in nasopharyngeal carcinoma；臺灣分子生物影像學會壁報發表(附件一)
 - (二) 放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品質保證作業研究；醫學物理年會壁報發表(附件二)
 - (三) 強度調控放射治療計畫劑量驗證研究；醫學物理年會壁報發表(附件三)
- 二、 完成強度調控放射治療驗證作業導則之撰寫。(附件四)
- 三、 完成強度調控放射治療驗證作業教材之撰寫。(附件五)
- 四、 博士生、碩士生各培育一人：馮真如(博二)、黃憶婷(碩二)。
- 五、 培訓放射治療品質保證作業專業人員：馮真如、黃憶婷、連可宇、陳昕麟、李惠惠、陳澄方。
- 六、 教育訓練強度調控放射治療驗證作業專業人員：120人。
- 七、 完成教育訓練課程總計三場：
 - (一) 4/21 中部教育訓練
 - (二) 4/27 北部教育訓練

(三) 4/28 南部教育訓練

八、 完成本年度放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品保作業結案報告一份。

九、 完成本年度「強度調控放射治療-治療計畫劑量驗證研究」報告一份(附件六)