

# 行政院原子能委員會

## 108 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：[PG10501-0160](#)

計畫期程：多年期計畫，共\_4\_年，本年度為第\_4\_年

執行期間：108年 1 月 1 日至108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 108年12月06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..... | 12 |
|    | （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..... | 29 |
| 參、 | 研究過程與結果.....                       | 41 |
| 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.....    | 41 |
| 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.....    | 66 |
| 肆、 | 結論與建議.....                         | 88 |
| 伍、 | 重要參考文獻.....                        | 93 |

陸、 研究績效.....96

柒、 附件列表.....98

(至附件列表前總計 97 頁)

## 壹、摘要

### 一、中文摘要

**目的：**放射治療為治療惡性腫瘤之重要角色，亦能對正常組織造成輻射傷害。放射治療設備劑量給予之精準性與品質驗證極為相關，故本計畫持續進行醫療曝露品保法規的執行成效，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) 體積強度調控弧形放射治療計畫劑量驗證研究。VMAT 所具備之治療效率與高順形度，國內臨床單位以由 IMRT 技術，轉換至 VMAT；該技術可在治療靶區與危急器官間形成高梯度變化之劑量分布，且給予劑量較 IMRT 技術更為複雜與精確，為提高治療效果，及避免危急器官接受過高之劑量照射，VMAT 治療計畫之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 VMAT 技術之劑量準確性，精進此治療技術之品質。

**材料與方法：**全國使用中放射治療設備之品保校驗查核作業的執行包括書面審查與現場檢核，本（108）年度總計執行 210 臺，收集自 81 家配有放射治療部門之醫院，其中包含 141 臺醫用直線加速器、34 臺遙控後荷式近接治療機、20 臺電腦斷層治療機、9 臺加馬刀及 6 臺電腦刀之品保項目實測資料。體積強度調控弧形放射治療計畫劑量驗證研究參照美國醫學物理學會第 119 號報告(簡稱 AAPM TG-119)，建立頭頸部計畫劑量驗證方法，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：**本年度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。體積強度調控弧形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 VMAT 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、體積強度調控弧形放射治療、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 related to its quality verification. This project aimed to confirm the effectiveness in performing the quality assurance program and to satisfy the requirement of radiation safety and quality in using the advanced medical technologies and equipments. Two sub-divided plans were designed in this project: (1) Performing radiation safety and medical exposure quality assurance operations for radiotherapy equipments. (2) Dose verification of VMAT treatment planning. The therapeutic efficiency and high conformity of VMAT have caused many clinical units in ROC to over-express IMRT technology to VMAT. At the same time, VMAT technique express high conformal dose distribution, which is more accurate and complicated than IMRT. In order to ensure the treatment effect and prevent over dose at the region of organ at risk, the quality control of VMAT is required. This study may assist hospitals to improve the dosimetric accuracy of VMAT.

**Materials and Methods:** Quality assurance operations include documentary review and on-site inspection. Among 81 radiation therapy departments, 141 linear accelerators, 9 Gamma knives, 34 brachytherapy machines, 20 tomotherapy and 6 cyberknives were surveyed for QA items in documentary review and site visit in 2019. The dose verification of VMAT treatment planning is based on AAPM TG-119 to establish a head

and neck plan dose verification method. 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 was based on guideline and references. Result of static could give some advises to the criteria. The dose verification of VMAT 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% per 3 mm, the overall dose distribution pass rate was achieved to more than 90%. The study may assist the medical physics to enhance the dosimetric accuracy of VMAT.

Key word : dose verification, Volumetric Arc Therapy, radiotherapy, quality assurance, treatment planning

## 貳、計畫內容

### 一、研究主旨

依行政院衛生福利部所發表的 106 年死因統計結果分析所示，惡性腫瘤自 71 年起已位居國人十大死因之首長達 36 年；而 105 年至 107 年之惡性腫瘤死亡人數佔總死亡人數的之比例依序為 27.7 %、28.0 %、28.2 %，呈現逐步增加的趨勢。因此，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，不外乎其可有效治療癌症，並提高存活率，同時亦能跟隨科技的進步而開發出各式新型放射治療技術。然，高能放射線所具備之特性，除殺死癌細胞外，亦會對周邊危急器官或組織造成傷害。因此，當惡性腫瘤在進行放射治療時，如何同時降低病患所受之輻射副作用相當關鍵。故國際間普遍以輻射單位與量測委員會（International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU）在 1976 年所發布之第 24 號報告 Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures 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，作為輻射劑量精準度之基準。

我國自民國 94 年 7 月 1 日起開始實施「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、遙控後荷式近接治療機、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀等 6 項設備，訂定輻射醫療曝露品質保證作業程序與規範。該標準運行至今已 14 年，期間放射治療設備與技術不斷推陳出新，但人力不足、訓練不夠完善及工作強度過高等因素，造成各醫療院所在創新技術之學理與應用有明顯差異。為協助原能會確認醫療院所品保作業執行情況，並協助醫療院所提升使用先進技術的服務品質，本計畫分為兩大部分執行，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；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。除了針對全國使用中的放射治療設備，施行品保作業實地檢查外，因應各種先進的臨床治療儀器及技術的使用，研擬四個研究子題於 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、IMRT 及 VMAT 等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；以達到精進品保法規及協助醫療院所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，並在本結案報告統合本計畫四年來之研究成果，提出精進品保標準之建議。108 年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，依規劃將執行『體積強度調控弧形放射治療—治療計畫劑量驗證研究』。

多數醫療院所之直線加速器，同時配有強度調控放射治療（intensity modulated radiation therapy, IMRT）與體積強度調控弧形放射治療（volumetric modulated arc therapy, VMAT），此兩類新型技術具有良好之輻射特性。VMAT 技術是依據逆向電腦治療計畫之運算，由多個角度給予相異的不均勻光子通量，期間快速變化多葉式準直儀（multileaf collimator, MLC）可達到理想之劑量分布，與 IMRT 之原理相仿。隨治療設備在軟硬體之提升，VMAT 較 IMRT 能更有效率地給予劑量，治療角度的最大化，亦能提升腫瘤與危急器官間之劑量順形度。VMAT 劑量給予系統之複雜度亦較 IMRT 高，若直線加速器所配備的硬體，或軟體任一者於計算時有過大之偏誤，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，為提高腫瘤控制率並降低正常組織併發率，增進病患癒後之生活品質，進行治療計畫系統之劑量驗證研究為一重要議題。

因此，本年度研究計畫將協助臨床單位檢視 VMAT 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、輻射變色軟片，現場實際量測確認劑量分佈的準確性。亦分析訪查結果，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，以協助醫療院所提升 VMAT 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（第四年，108 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，仍延續進行國內所有使用中的放射治療設備；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（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。檢查頻率為每年 1 次，檢查數據每 2 週彙整後送原能會。主要執行項目及步驟如下：

##### 1. 訪查人員訓練

醫療曝露品保作業檢查包含多類型之原理與臨床操作，需具有足夠之專業能力以判別實際品保訪查之合理性，也因此例行進行訪查人員之訓練是非常重要的。

# 108年AEC放射治療設備品保作業研究計畫 行前訓練課程安排

上課地點：國立陽明大學-研究大樓 1 樓 134 室

上課時間：108/2/17, 2/23, 2/24

主持人：許世明教授；聯絡電話：02-2826-7000 #7971

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

## 2. AAPM TG reports

| 上課時間                    | 授課內容                                      | 授課教師                 |
|-------------------------|-------------------------------------------|----------------------|
| 108/2/17<br>13:00~17:00 | 107 年度常見品保問題總結，與 108 年品保訪查方向與臨床問題之探討。     | 許世明 教授               |
| 108/2/23<br>08:30~17:30 | 107/10/8 游離輻射防護標準、TG-21, 51 與 TRS-398 之原理 | 蕭安成 醫學物理師            |
| 108/2/24<br>09:00~17:00 | 探討電腦斷層治療儀、電腦刀、加馬刀之原廠品保方法與最新品保方法應用執行       | 田蕙茹、張家綺、鄭皓文<br>醫學物理師 |

課程記錄：

### (1) 簽到單

[illegible]

## (2) 授課狀況



## 2. 108 年行前說明會之會前會

- (1) 大綱：匯報 107 年底之成果，並檢討實測中所遇各類問題之解決方法。規劃本年度品保作業教程之細節，並結合新型儀器之品保觀念，進行臨床品保項目執行方式之微調。再討論與確認新型放射治療技術劑量驗證之作業流程，總結本年度之目標。

## (2) 簽到單

108 年 AEC 放射治療品保作業與新型放射治療  
技術訪查事前說明會 簽到表

時間：2/16 10:00~12:00  
地點：陽明大學研究大樓一樓 134

| 類別  | 備註 | 簽到 | 備註 |
|-----|----|----|----|
| 高層組 |    |    |    |
| 通研組 |    |    |    |
| 宣傳組 |    |    |    |
| 劉永成 |    |    |    |
| 谷明輝 |    |    |    |
| 李進強 |    |    |    |
| 陳金剛 |    |    |    |
| 許秋華 |    |    |    |
| 陳志利 |    |    |    |

## (3) 會議狀況



## 3. 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，所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：

檢閱每年、每月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。

## 4. 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。



**5. 現場查核，查核內容包括：**

- (1) **醫用直線加速器：**檢查項目至少包含「光子及電子射束輸出劑量」、「光子及電子射束中心軸於治療深度之劑量參數」、「光子及電子射束一致性」及「光子及電子射束對稱性」等 4 項目。

(依據 107 年之資料，無整平濾片 (Flattening-Filter-Free, FFF) 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，至少檢查「輸出劑量」、「光子中心軸於治療深度之劑量參數」，並蒐集各具有無整平濾片之光子射束之單位量測「劑量剖面一致性」之月品保實測方法。)

- (2) **含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備：**檢查項目至少包含「輻射源速率」、「輻射源強度」及「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」及「前進後退及水平測試」等 5 項目。

- (4) **電腦刀：**檢查項目至少包含「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」及「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**：檢查項目至少包含「輸出劑量」、「治療計畫系統中心位置與量測中心位置之準確性」、「輻射與機械中心點吻合測試」及「計時器準確性」等 4 項目。

## 6. 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

- i. 醫用直線加速器旋轉臂，置於鉛垂向下方向（ $0^\circ$  或  $180^\circ$ ）。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  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ）。
- ii. 將劑量測量設備（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 distance, SSD）為 100 cm，游離腔密合置入固態假體中，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]。

- iii. 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。
- iv. 參考 AAPM TG-21 或 TG-51 議定書的方法，將量測值換算為劑量值。
- v. 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：

- i. 使用組織假體比 (tissue-phantom ratio, TPR) 的量測技術。
- ii. 量取某一參考照野不同深度的 TPR 值(如：照野  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, 深度 5 cm 及 15 cm)。與基準值比較，記錄其差異值。

電子射束：

- i. 使用百分深度劑量 (percent depth dose, PDD) 的量測技術。
- ii. 量取某一參考照野臨床治療深度(如：照野  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>, 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

- i. 加速器旋轉臂置於鉛垂向下方向( $0^\circ$ 或  $180^\circ$ ); 加速器準直儀置於  $0^\circ$ 或  $180^\circ$ 。
- ii. 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  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ )。
- iii. 將劑量測量設備 (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)。
- iv. 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。

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

$$\text{對稱性公式: Symmetry} = \left[ \frac{(D1 - D2)}{D1 \text{ or } D2} \right] \times 100\%$$

Dmax：80%輻射照野內之最大劑量。

Dmin：80%輻射照野內之最小劑量。

D1, D2：80%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

- i. 將裝療管（applicator）連接到近接治療設備。
- ii. 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

- i. 以校正過的井型游離腔（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。
- ii. 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

- i. 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。
- ii. 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。
- iii. 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

- i. 連接裝療管與近接治療設備。
- ii. 操作機器，使射源停留固定時間（例如：60 sec）。
- iii. 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

- i. 治療儀照射角度設定於鉛垂向下方向 ( $0^\circ$ )，開至參考照野 ( $5 \times 40 \text{ cm}^2$ )。
- ii. 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)。
- iii. 量測光子射束，照射固定時間，如：1 min。
- iv. 記錄量測值並作溫壓修正。參考 AAPM TG-21 或 TG-51 或 TG-148 號議定書的方法將量測值換算為劑量值。
- v. 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

- i. 使用組織假體比或百分深度比的量測技術。
- ii. 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

- i. 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。
- ii. 量測照野大小  $5 \times 40$ 、 $2.5 \times 40$ 、 $1.0 \times 40 \text{ cm}^2$  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

- i. 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面  
(SAD= 85 cm)。
- ii. 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%。
- iii. 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面  
(SAD= 85 cm)
- iv. 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%。
- v. 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。
- vi. 量測時將治療床遠離治療機，觀察各位置水平變化情形，並記錄之。

#### (4) 電腦刀

##### I. 輸出劑量



- i. 在 SAD 為 800 mm 下架設假體，裝上初始校正時的準直錐筒 (cone)。
- ii. 將游離腔裝置於初始校正時深度 (如：1.5 cm)。
- iii. 依 AAPM TG-21 或其他報告書作業，進行劑量測量，並計算劑量值。

## II. 光子射束中心軸於治療深度之劑量參數

- i. 在 SAD 為 800 mm 下架設固態水假體，裝上 6 cm 的準直錐筒。
- ii. 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。
- iii. 將 ii.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

- i. 在 SSD 為 800 mm 下架設固態水假體，裝上 6 cm 的準直錐筒。
- ii. 將游離腔裝置於最大劑量深度。
- iii. 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。

- iv. 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。
  - v. 將此 OCR 值與初始驗收時的 OCR 值相比對，確保其  
值正常。
  - vi. 上述作業也可用輻射變色軟片或 Beam Profiler 代替。
- IV. 治療床移動準確性及影像導引系統(target locating system, TLS) 準確性
- i. 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。
  - ii. 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。
  - iii. 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。
  - iv. 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。

- v. 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

- i. 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。
- ii. 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。
- iii. 量測前暖機數分鐘，每次照射 1 min，記錄至少五次的讀值，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

- i. 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。
- ii. 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。
- iii. 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。
- iv. 分析針洞與劑量剖面中心之位置差異是否小於容許值。

### III. 治療計畫系統中心位置與量測中心位置之準確性

- i. 臨床在不利用輻射變色軟片及假體之情況下，多採用本身電腦系統座標之(100,100,100)與內部偵測點進行觀測。
- ii. 偵測點由外部慢慢進入治療機中心位置，當兩者之位置符合時偵測點之量測值將與電腦治療計畫系統劑量一致，且此時顯示座標位置則可知中心位置之準確性。

### IV. 計時器準確性

- i. 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。

7. 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。

## (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

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，依規劃將執行『體積強度調控弧形放射治療——治療計畫劑量驗證研究』。本年度計畫，針對全國具 VMAT 技術的單位，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 VMAT 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弧形調控治療之試運行測試（commissioning test），該測試針對 PTV 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 VMAT 技術之劑量準確性，精進治療技術之品質。

## 1. 資料蒐集

調查及彙整國內所有使用中具有執行 VMAT 與 IMRT 技術之單位的系統基礎資料，包括：機型、劑量給予技術(delivery system)、治療計畫系統、頭頸部癌症使用能量、現行 VMAT 與 IMRT 品質保證程序書、品保量測設備……等。彙整之資料做為原能會放射治療品質管控資料庫。

## 2. 現場訪查

針對國內具執行 VMAT 技術之單位，輔導有意願之醫療院所進行治療計畫劑量之驗證，利用游離腔、輻射變色軟片之劑量計實測電腦治療計畫與劑量給予系統間之準確性，並分析結果歸納結果，以精進治療技術之品質。

### (1) 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。

- I. 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。

- II. 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）。
- III. 照射劑量：0, 20, 50, 80, 100, 150, 200, 250, 300 cGy。
- IV. 使用商業軟體 Film QA Pro 建立劑量校正曲線。

## (2) 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 1.），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 2.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。

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。

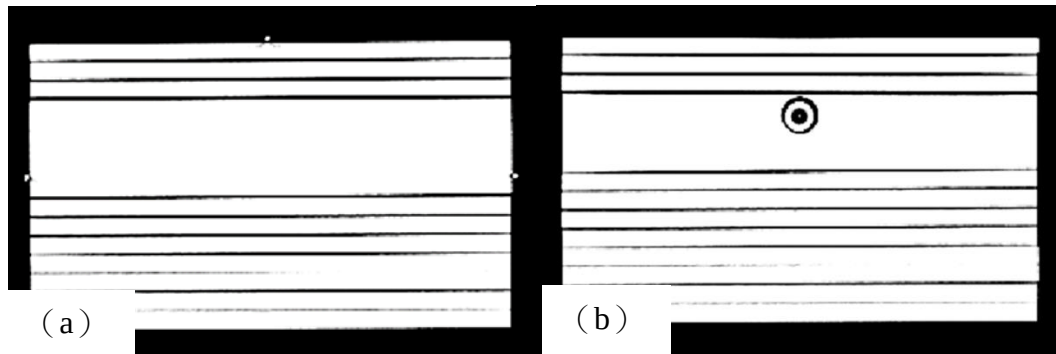


圖 1. 自製假體 DICOM 影像 (a) TPS 系統導入之影像 (b) 含游離腔之影像。

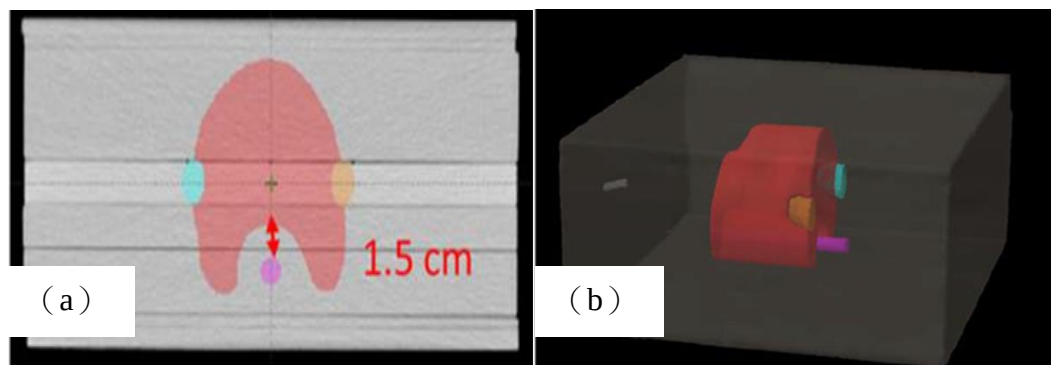


圖 2. AAPM TG-119 (a) 頭頸部軸向影像 (b) 立體頭頸部構造。

同時為確保執行 VMAT 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：



- I. 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。
- II. 處方劑量需包括 95 %以上之 PTV 體積，110 %以內之 PTV 體積。  
(考量機型之 MLC 之寬度有限，且危急器官唾液腺緊鄰，故可放寬至 90 %之 PTV 體積)
- III. 危急器官 (organ at risk, OAR) 脊髓 (spinal cord) 所接受到之最大總劑量 (maximum dose) 必須小於或等於 4500 cGy。
- IV. 危急器官脊髓向外 3 mm 處所接受到之最大總劑量須小於或等於 5000 cGy。
- V. 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 VMAT 治療技術之醫療院所制定電腦治療計畫，並進行後續現場使用劑量計之實測驗證。

### (3) 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。

#### I. 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 VMAT/IMRT 假體 (polymethylmethacrylate, PMMA)與等效水假體之劑量轉換參數，如圖 3。

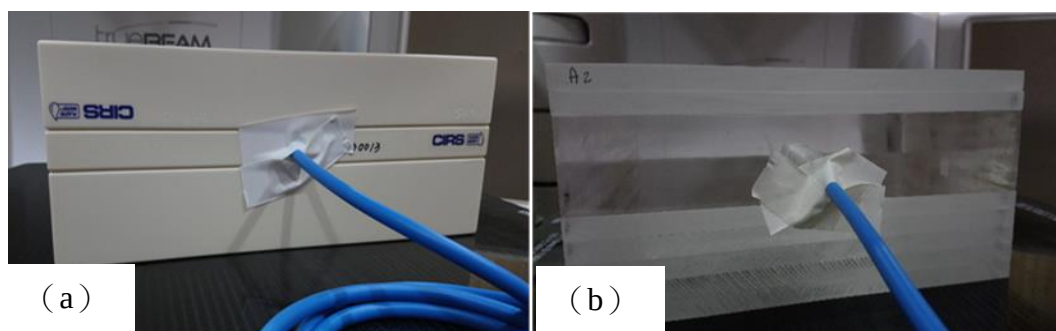


圖 3. 假體劑量轉換參數 (a) 醫院等效水假體 (b) 自製 VMAT/IMRT 壓克力假體。

#### II. 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，如圖 4。

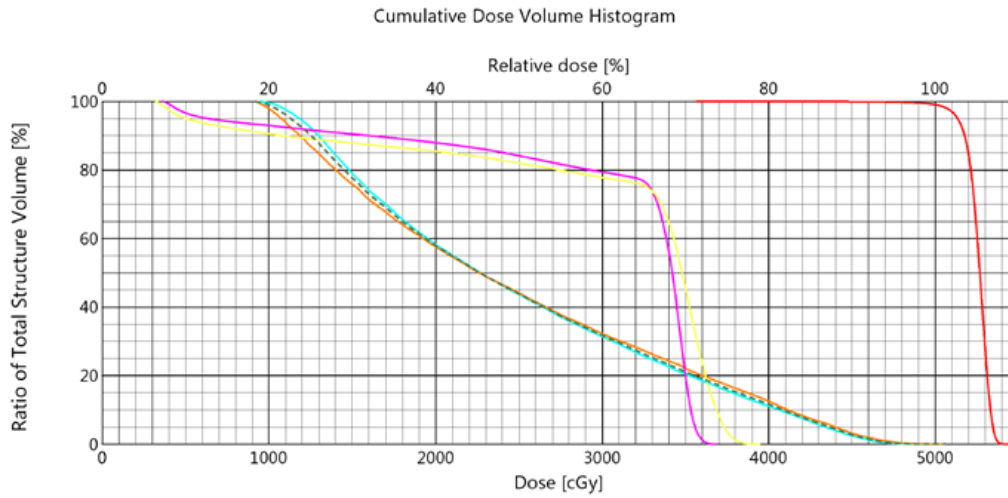


圖 4. 劑量－體積直方圖之確認。

## ii. 劑量驗證之實測

- A. 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 VMAT/IMRT 假體。
- B. 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 VMAT/IMRT 假體之劑量照射等中心點（isocenter）位於深度 7 cm 之位置，如圖 5. (a)。
- C. 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 5. (b)。

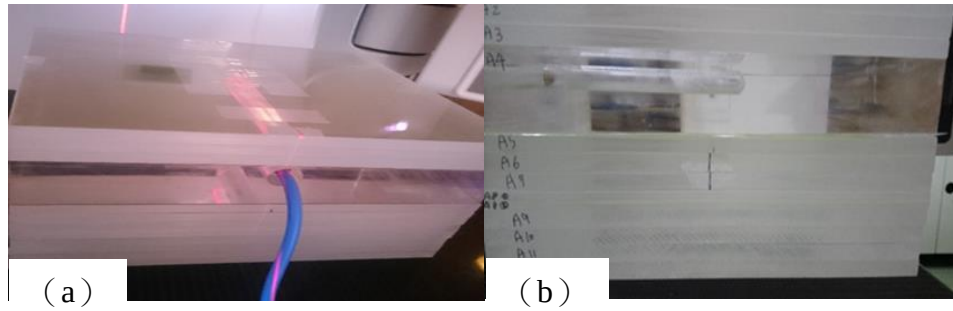


圖 5. (a) 劑量驗證實測對位示意 (b) 實測劑量計擺放示意。

D. 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。

E. 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。

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。

#### (4) 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 VMAT 技術之劑量準確性。

# I. 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 |        |       |         |
|        | 臨床假體   | 自製假體  | C.p     |
| 讀值     | 16.85  | 16.37 | 1.0293  |

## II. 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 $\times$ 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 監測單位等同 1 cGy，相同則 PTV 劑量=原始量測值 $\times$ 劑量轉換參數 $\times$ 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 =  $\left[ \frac{(\text{實測點劑量} - \text{計畫點劑量})}{\text{計畫點劑量}} \right] \times 100\%$ ；輸出劑量誤差則為品保實測所得；總誤差 =  $\sqrt{(|\text{點劑量誤差}|)^2 + (|\text{輸出劑量誤差}|)^2}$

| 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% |

### III. 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。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。

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 $\Delta d_{\max} = 3 \text{ mm}$ ,

$\triangle D_{max} = 3\%$ 。 $\triangle d_{max}$  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； $\triangle D_{max}$  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  $\leq 1$  時視為通過， $x_r, y_r$  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 ( $\Delta D_{max}$ ) 與可接受最短劑量點 ( $\Delta d_{max}$ ) 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 ( $\Delta r$ ) 與劑量差異 ( $\Delta D$ ) 之計算方法。



## 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，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，直至 108 年，全國擁有放射治療設備之醫療院所已達 81 家，放射治療設備已裝機 210 台，訪查中亦有多家單位回報即將新增遠隔治療設備，可預期全國未來在放射治療之醫療資源將更豐沛，108 年之詳細設備數量與分布區域列示於表 3。本計畫之執行期間始自 105 至 108 年，各式治療設備之數目變化如表 4 所示，可觀察到治療設備之增加以北區及南區最為顯著，採用總人口 2300 萬人口進行治療資源分析，每百萬人可享有 9.13 台治療設備；高能遠隔設備則為 7.65 台/百萬人，與 103 年 Kron 等人所發表之亞洲太平洋地區之治療設備與百萬人口相比，本年度放射治療資源比僅低於日本之 8.5 台/百萬人，高於澳洲之 7.4 台/百萬人。

表 3. 本計畫彙整 108 年度之治療設備數量及其分布區域

|    | Linac | Brachy | Tomo | Gamma knife | Cyber knife | 總數  |
|----|-------|--------|------|-------------|-------------|-----|
| 北區 | 58    | 15     | 12   | 2           | 3           | 90  |
| 中區 | 28    | 7      | 4    | 3           | 1           | 43  |
| 南區 | 51    | 11     | 4    | 3           | 2           | 71  |
| 東區 | 4     | 1      | 0    | 1           | 0           | 6   |
| 總數 | 141   | 34     | 20   | 9           | 6           | 210 |

表 4.105 年至 108 年放射治療設備數目變化

| 年度 | 105 | 106 | 107 | 108 |
|----|-----|-----|-----|-----|
| 北區 | 83  | 87  | 87  | 90  |
| 中區 | 46  | 45  | 43  | 43  |
| 南區 | 64  | 67  | 70  | 71  |
| 東區 | 5   | 6   | 6   | 6   |
| 總數 | 198 | 205 | 206 | 210 |

## (二) 品保作業項目現場量測查核

本年度檢查過程中，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，光子能量包含 6, 10, 15 MV，電子能量則有 6, 8, 9, 12, 15, 18, 20 MeV，隨立體定位放射手術/治療之興起，具無整平濾片(flattening filter free, FFF)光子射束之醫用直線加速器亦越趨上升，本年度所實測之 6 FFF 與 10 FFF 共達 57 個，不含 108 年新安裝之直線加速器，可預期未來無整平濾片之射束數目將持續增加，實測數據皆能符合光子射束所規範之輸出劑量準確性於 2 % 以內。

總計本年度實測得 299 筆光子與 421 筆電子數據，結果如圖 6. 所示，108 年光子射束 83.70 % 之劑量誤差在 1 % 以內；電子射束則有 80.8 % 不超過 1 %。整合本計畫 105 至 108 年度之資料如圖 7.，至少 77 % 以上之光子射束劑量準確性在 1 % 以內，電子射束則由 74.2 % 緩步上升至 80.8 % 之劑量準確性在 1 % 以內，兩類射束 1 % 以內之百分比於 108 年達到最大值。

放射治療設備輸出劑量準確性訪查資料統計-Output

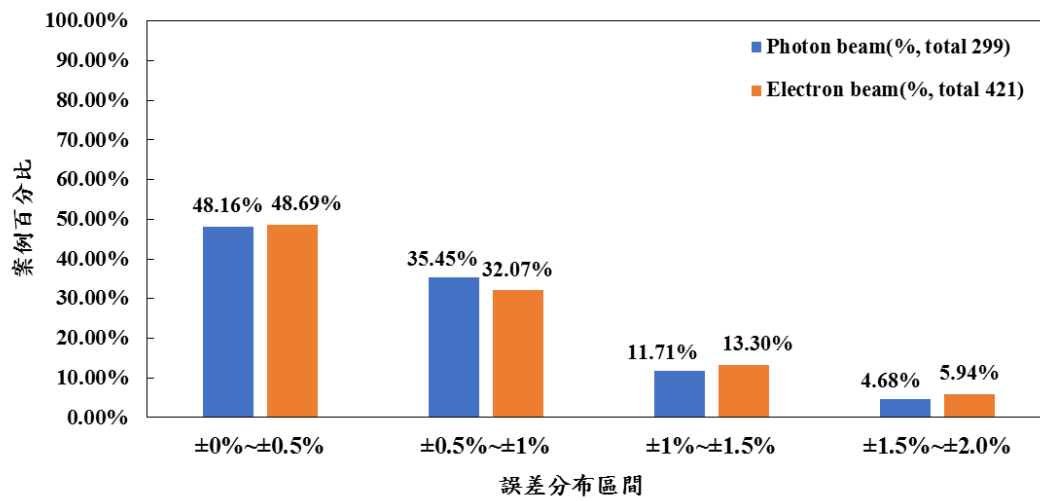


圖 6. 108 年醫用直線加速器射束輸出劑量準確性校驗檢查結果。

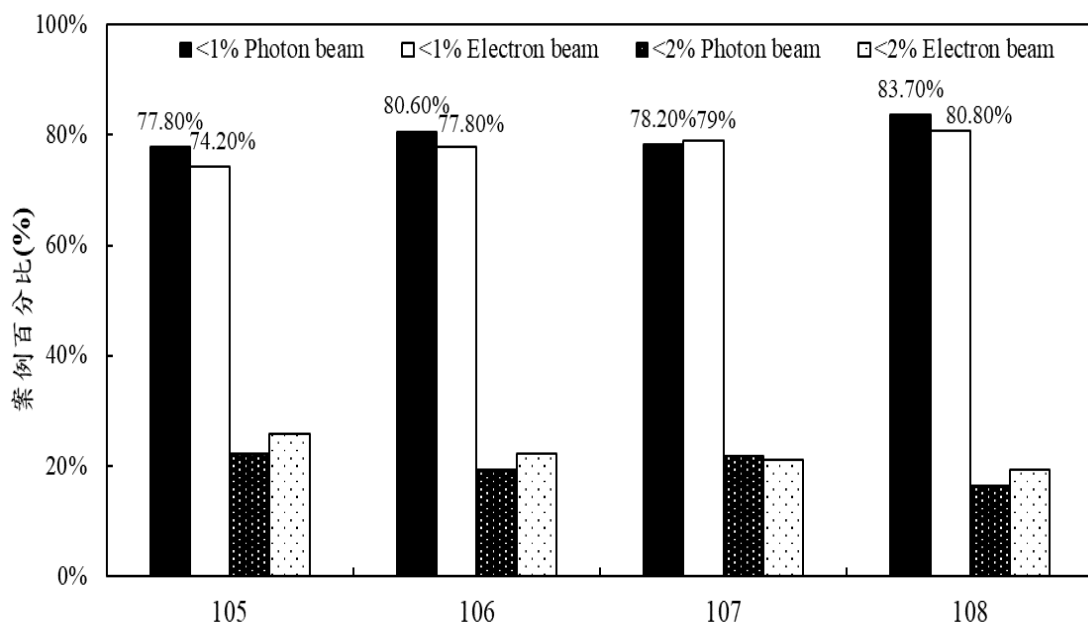


圖 7. 105~108 年醫用直線加速器射束輸出劑量準確性結果比較。

加馬刀以鈷 60 射源作為治療射源；電腦刀及電腦斷層治療機皆

使用無整平濾片之 6MV 光子射束，三者各佔放射治療設備比的 4 %、3 %及 10 %，是故本計畫將三者之 108 年輸出劑量準確性校驗結果呈現於圖 8.，輸出劑量準確性皆在 1.5 %以內，電腦刀在 1 %以內之百分比比較加馬刀與電腦斷層治療機之比例更高，接續則比較三者在 105 至 108 年輸出劑量結果之變化。

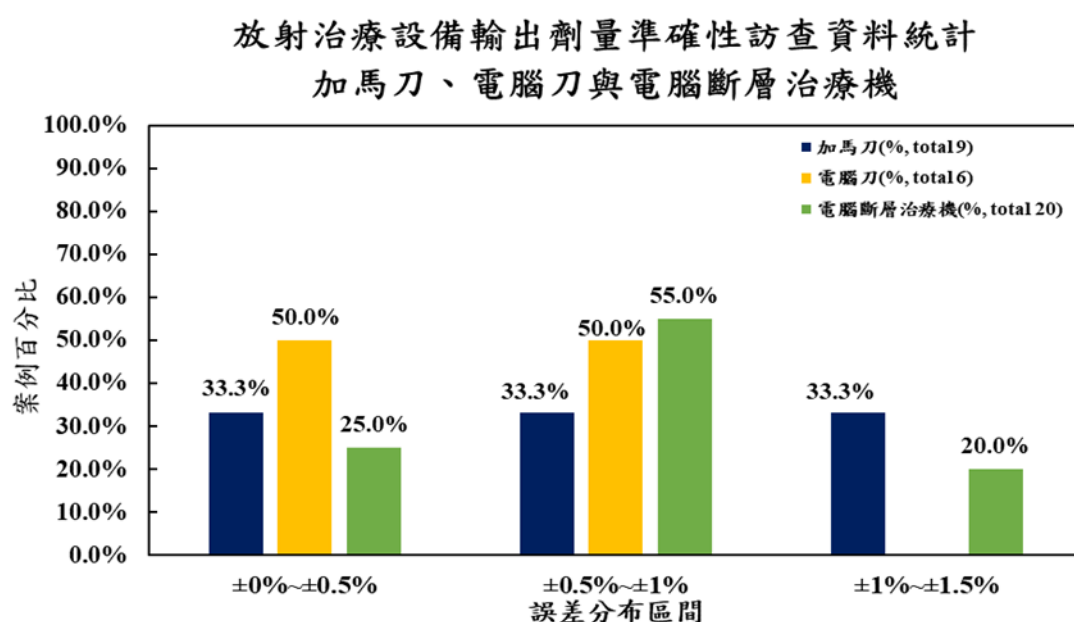


圖 8. 108 年電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀輸出劑量準確性校驗結果。

加馬刀與電腦刀，多用於進行立體定位放射手術或治療，105~108 年之輸出劑量準確性，如圖 9.與圖 10.，明顯可見電腦刀在 1 %以內之百分比於 105, 106 及 108 年較加馬刀為佳，由圖中可見兩者同在

106 年度之結果最良好，與當年度進行之新型放射治療技術劑量驗證

「立體定位放射手術/治療使用之小照野射束劑量校驗研究」應有直接關聯性。

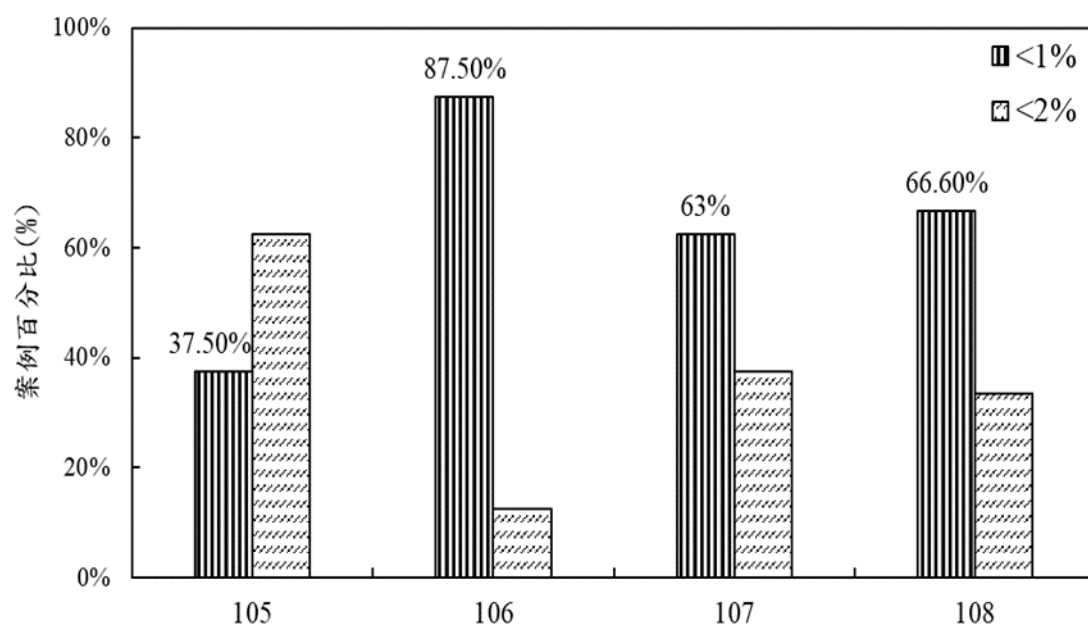


圖 9. 105~108 年加馬刀射源劑量準確性結果比較。

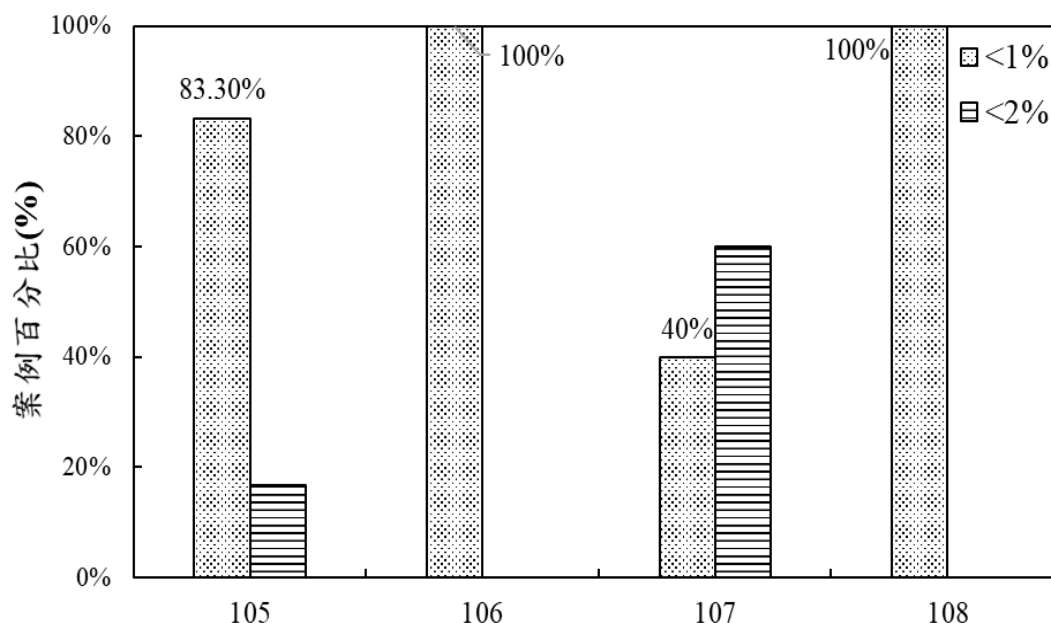


圖 10. 105~108 年電腦刀輸出劑量準確性結果比較。

電腦斷層治療機於臨床照射病人時，射束在旋轉過程中給予病患劑量，而現行之劑量量測方法包含原廠建議及 TG-148 報告，兩類方法之主要差異在於，是以旋轉輸出劑量校驗（rotational output）或固定角度劑量校驗（static output）進行。本計畫之 106 年之數據，如表 5，可明顯觀測到在相同照野的情況下，以旋轉或固定角度進行劑量校驗有明顯之差異性，1 % 以下之案件百分比差異可達 43.3 %。臨床單位在月品保量測輸出劑量之方式，仍以固定角度為主流，採用旋轉劑量量測者僅佔 30 %。為提高品保與臨床應用間之相關性，例行輸出劑量校驗應採用 TG-148 報告之建議，使用旋轉輸出劑量校驗方式，同時以此校驗結果作為調整輸出劑量之依據，以確實掌握電腦斷層治

療機的輸出劑量準確性。圖 11.呈現 105~108 年電腦斷層治療機之輸出劑量準確性結果，其校驗方式依照臨床單位月品保使用之校驗方式。於 106 年至 108 年，準確性在 1 %以內之案件數接近 80 %。

表 5.電腦斷層治療機旋轉輸出與固定角度劑量校驗之差異

| 劑量校驗方法   | 旋轉輸出    |         | 固定角度    |         |
|----------|---------|---------|---------|---------|
| 劑量準確性    | < 1.0 % | < 2.0 % | < 1.0 % | < 2.0 % |
| 案件百分比(%) | 79.0 %  | 21.0 %  | 35.7 %  | 64.3 %  |

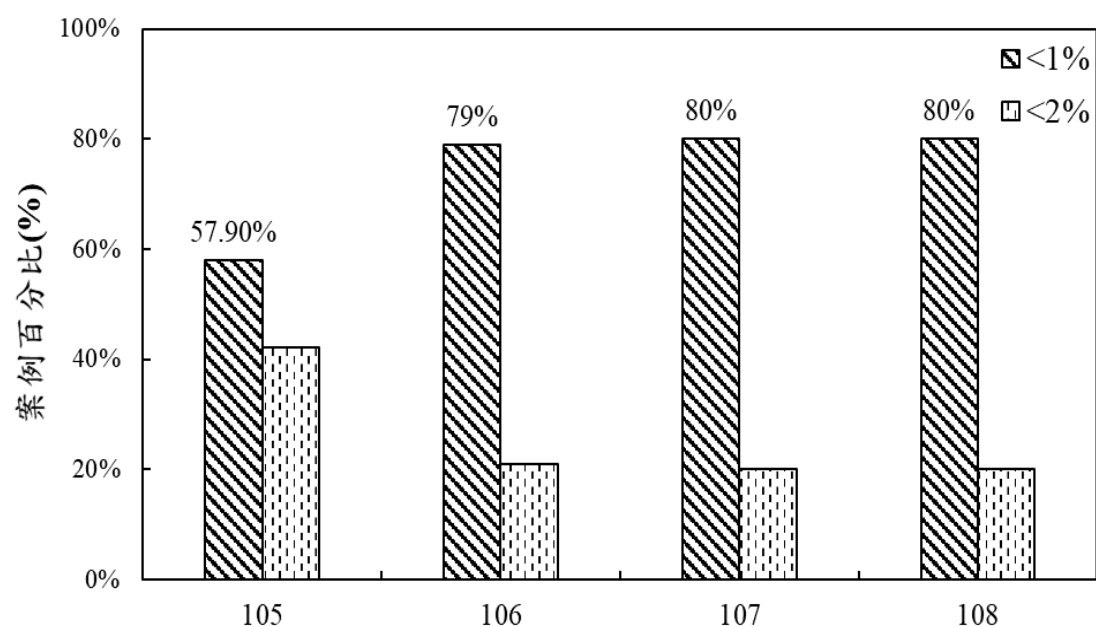


圖 11. 105~108 年電腦斷層治療機輸出劑量準確性結果比較。



## 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)

本年度醫用直線加速器之結果如圖 12.所示，光子射束輸出能量準確性皆符合法規 2 %以內之規範，電子射束輸出能量準確性也皆符合 2 %/2 mm 以內之規範。總計 93.6 %光子射束與 61.3 %電子射束其能量準確性在 1 %以內，在圖 13.可見各年度之光子結果皆優於電子，與射束本身之物理特性相關，電子在物質中之衰減速度遠快於光子，也因此電子的百分深度劑量之斜率較光子大，當量測之誤差大於 2 %時，修正假體堆疊深度在正負 2 mm 間亦符合法規規範，無整平濾片之光子射束亦可達到 2 %以內之規範。

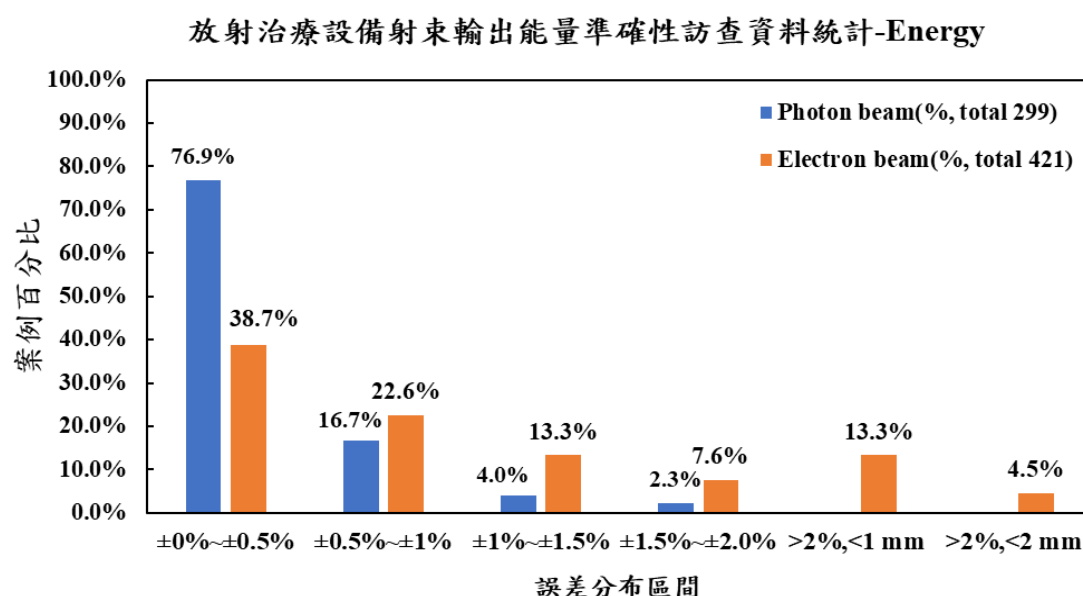


圖 12. 108 年醫用直線加速器光子與電子射束輸出能量準確性檢查結果。

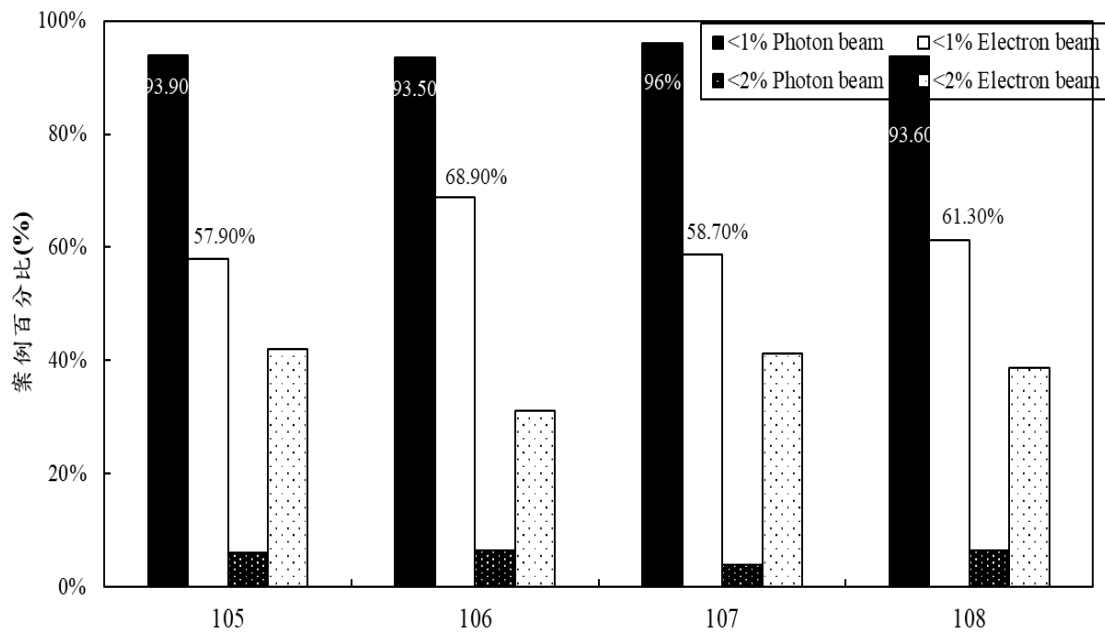


圖 13. 105~108 年醫用直線加速器射束輸出能量準確性結果比較。

電腦刀及電腦斷層治療機之輸出能量準確性校驗之 108 年結果如圖 14.，加馬刀是使用射源，故無該項校驗。分別有 83.3 %之電腦刀與 70 %之電腦斷層治療機輸出能量差異在 1 %以下，且兩者皆為 6 MV 之無整平濾片光子射束，公式採用  $\left[ \frac{(\text{量測值}-\text{標準值})}{\text{標準值}} \right]$  之百分比，同時臨床單位為追求百分深度之精準性，校驗過程中多量測相異深度以確認。圖 15.及圖 16.顯示各年度電腦斷層治療機與電腦刀輸出能量準確性結果比較，兩者之輸出能量準確性皆有良好的表現。

放射治療設備輸出能量準確性訪查資料統計  
電腦刀與電腦斷層治療機

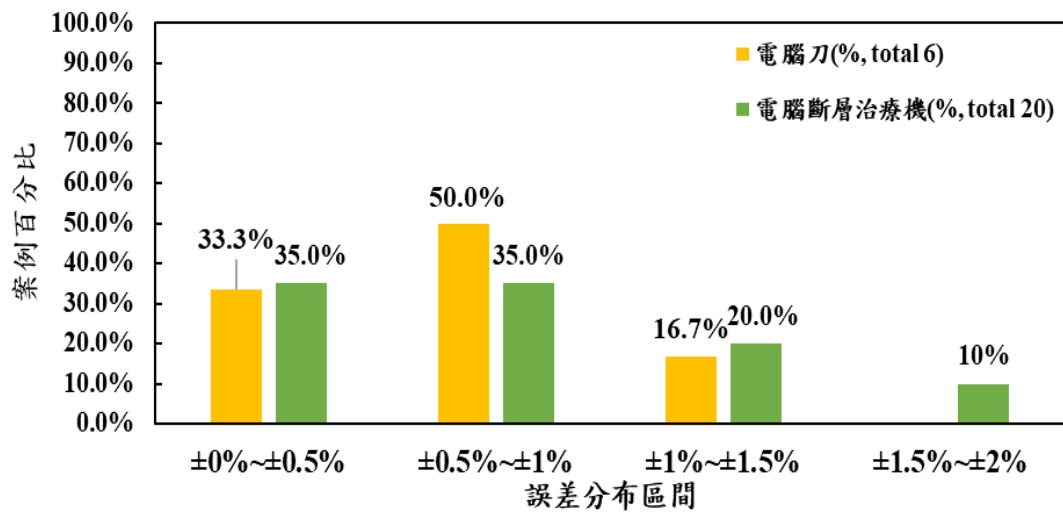


圖 14. 108 年電腦斷層治療機、電腦刀輸出能量準確性校驗結果。

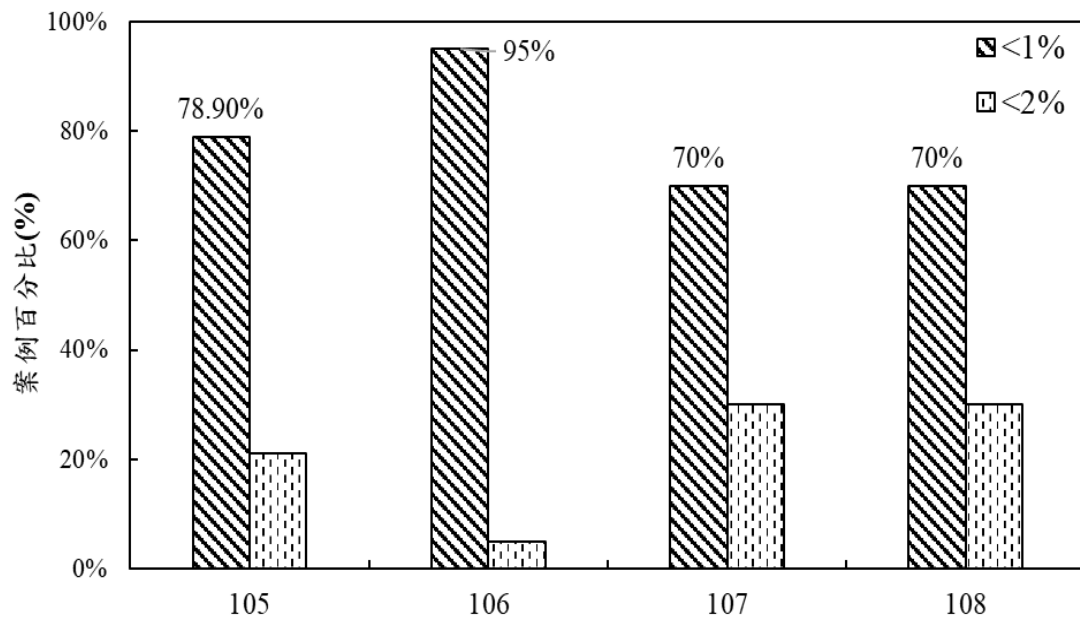


圖 15. 105~108 年電腦斷層治療機輸出能量準確性結果。

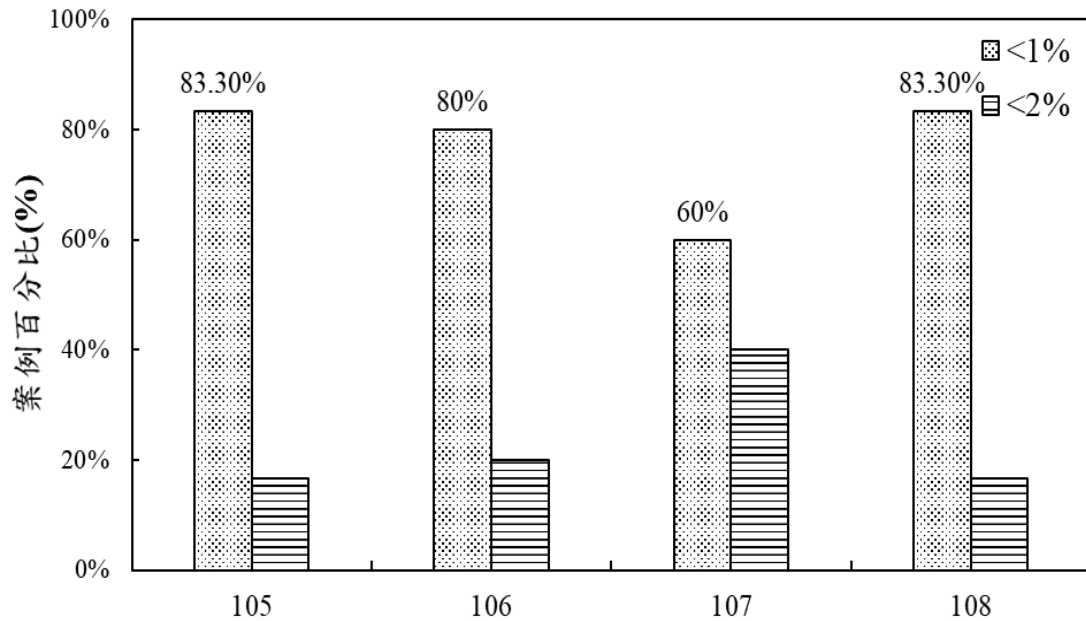


圖 16. 105~108 年電腦刀輸出能量準確性結果。

### 3. 射束輸出剖面劑量分布準確性校驗

射束剖面劑量分布包含一致性與對稱性，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，收取臨床單位所使用之光子與電子射束，亦包含無整平濾片之光子射束 6 FFF 與 10 FFF，108 年總計收取 598 與 842 筆數據，如圖 17.所示，95.4%之光子射束與 89.1%之電子射束，其一致性的差異在 1 %以下，其餘光子射束皆符合法規規範之 2 %以內，而電子射束亦皆符合法規規範之 3 %以內。圖 18.則顯示 105~108 年一致性檢查結果，可見每年差異小於 1 %之一致性之案件百分比，光子與電子能量有微幅上升之趨勢，每年約增加 1~3

%。

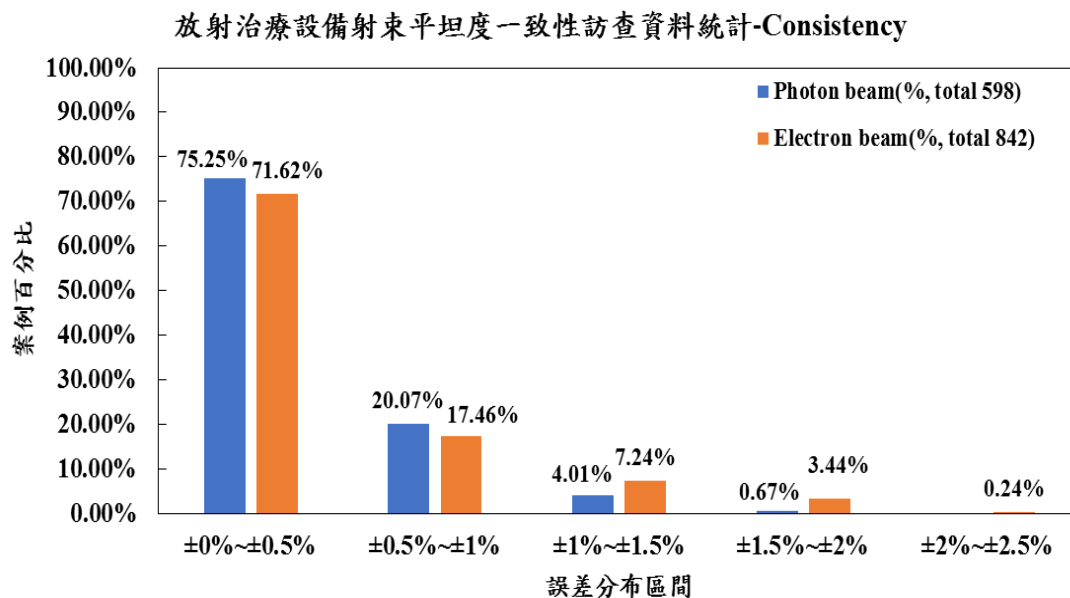


圖 17. 108 年醫用直線加速器光子與電子射束剖面劑量一致性的檢查結果。

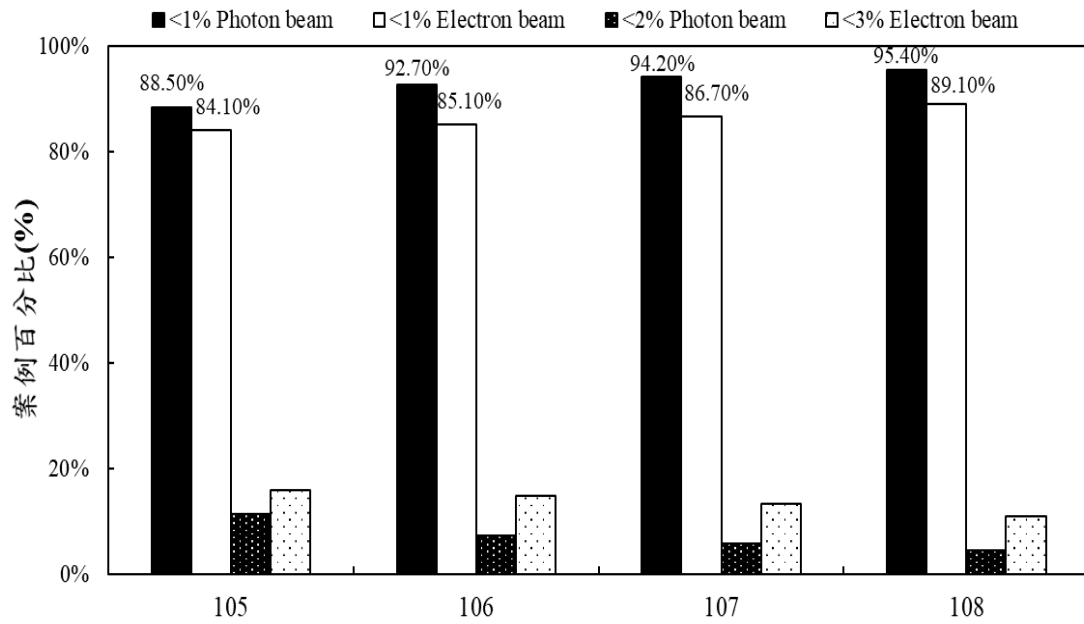


圖 18. 105~108 年醫用直線加速器光子與電子射束剖面劑量一致性結果。

無整平濾片之光子射束其剖面劑量分布不具平坦之特性，直至 107 年 10 月納入修正後之品質保證標準，本計畫於 106 年開始建立無整平濾片光子射束一致性之品保作業方法，並將統計數據加入光子之一致性之統計數據中，先行採用原有光子射束之標準 2% 以進行實測作業。而在 107 年之訪查過程中，發現仍有少數醫院因量測設備或不熟悉該項目之品保作業方法而未納入月品保之項目中，同時各單位所使用之方法亦有所不同。經 107 年之蒐集，該項目可使用之實測方法以三大類為主，皆須在照野為  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  下進行量測，由臨床單位依現有量測設備及臨床需求進行選擇，(a)使用原能會原有公式，

$$\left[ \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \right] \times 100\%$$
;(b)斜率比較：在 80% 照野範圍內，找到相對穩定之兩位置（多為 20%, 50%, 80%），建立基準值（斜率）；(c)三點位置或兩點位置比較：在 80 %照野範圍內，找到相對穩定之照野距離位置（多為 20%, 50%, 80%），建立各點之基準值後與量測值相比較。經使用相同機台之數據進行比較，(a)之寬容度較大，(b)次之，(c)之誤差計算則最嚴格。經 106 至 108 年度之推廣，107 年原有 5 台機器其量測方法尚未建立或建立方法有誤，經建議後已改善該實測項目之狀況。

醫用直線加速器 108 年之對稱性結果則如圖 19.所示，分別收集 592 筆光子與 842 筆電子數據，其中 76.3 %光子射束與 77.8 %電子射束差異在 1 %以下。對稱性量測中多利用水箱以外之量測設備進行，然在年度品保時，是以水箱作為基準進行機器設定之微調，月品保設備對相同射束之反應勢必有所不同，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建立基準值，在往後進行月品保之計算時使用。圖 20.則為 105 年至 108 年之醫用直線加速器光子與電子射束對稱性結果比較，105~106 年穩定上升後，兩者在 1 %以下之案件百分比便約莫落在 76 %及 78 %間。

放射治療設備射束對稱性訪查資料統計-Symmetry

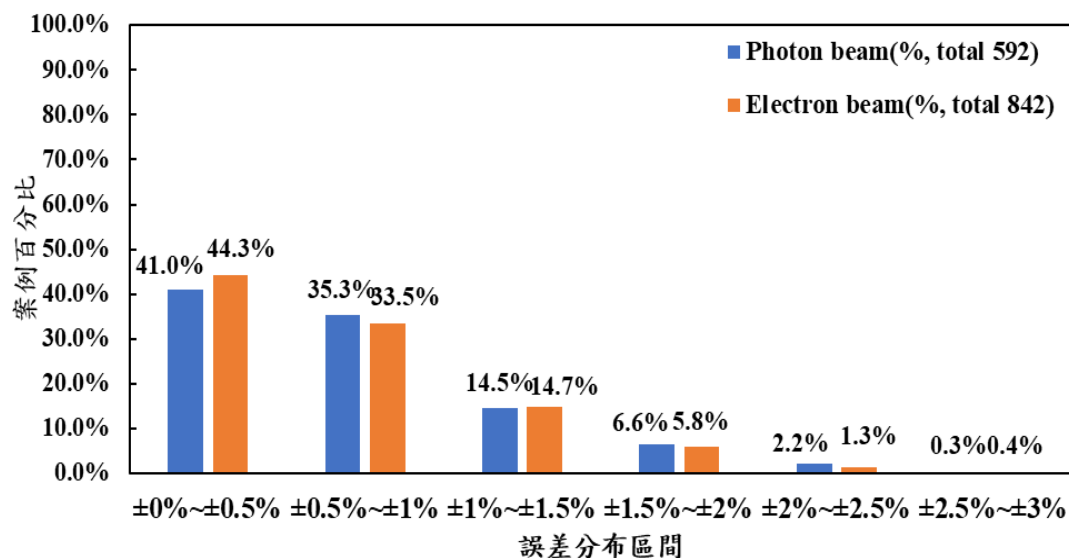


圖 19. 108 年醫用直線加速器光子與電子射束對稱性的檢查結果。

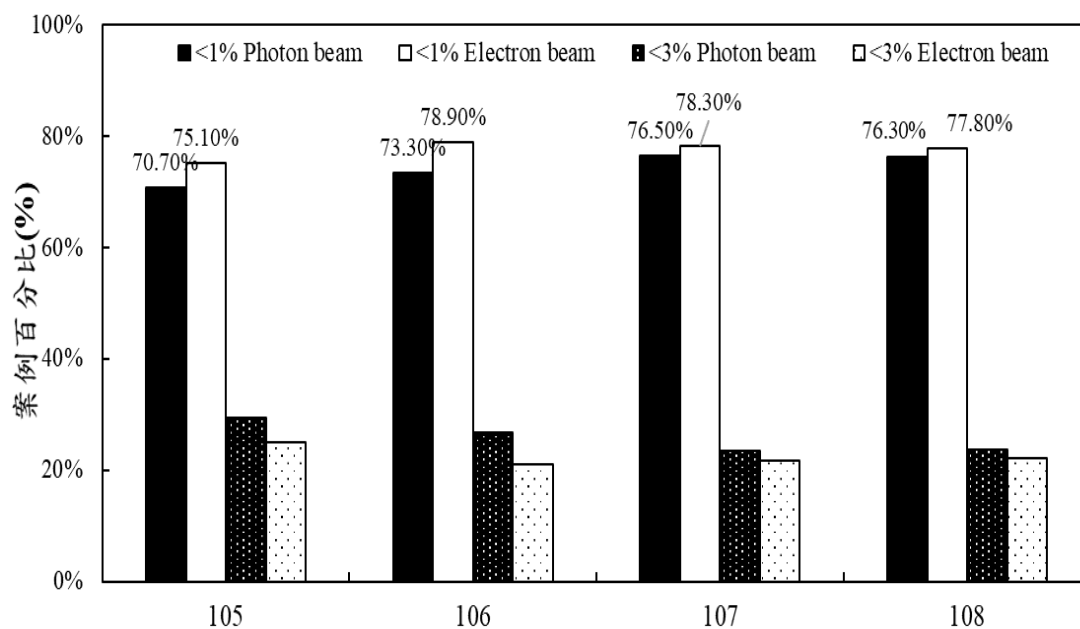


圖 20. 105~108 年醫用直線加速器光子與電子射束對稱性結果比較。



108 年之電腦斷層治療機在射束剖面項目中，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，105 至 107 年亦符合該標準，且在 107 年 10 月原有法規之 2%/2 mm 已修正為與原廠之品保容許度相同。

105 至 108 年之電腦刀射束對稱性與平坦度亦皆符合 3 %之法規標準，且值皆在 2 %之區間範圍內，結果相當良好。

#### **4. 設備機械運動準確性校驗**

本計畫針對電腦斷層治療機、電腦刀與加馬刀進行機械運動準確性之校驗。電腦斷層治療機之項目包含治療床之位移準確性與水平測試，105~108 年的檢查結果中，各方向移動 10 cm 之誤差皆在 1 %以內，且治療床之水平亦皆在 0.3 度以內，符合法規標準。而在 107 年已引入新型之電腦斷層治療機，其治療床較舊型號更為穩固，其治療床之水平可達 0.2 度以內之變化。

電腦刀之項目則包含治療床移動準確性與影像導引系統之測試，105 至 108 年之治療床移動誤差皆在 1 mm 之範圍內，影像導引系統之偏移亦在 1 mm 以下。加馬刀之設備機械運動準確性校驗包含計時器準確性、輻射與機械中心點吻合測試、治療計畫系統中心位置與量測中心位置之準確性，105 至 108 年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。治療計畫系統中心位置與量測中心位置之準確性為月品保項目；輻射與機械中心點吻合測試則為年品保項目，兩者在品保之意義相仿，皆為比較中心點是否相合，操作上輻射與機械中心點吻合測試更為複雜且精確，考量到本計畫之頻次，是故臨床多願意配合實測較為困難之輻射與機械中心點吻合測試。

## 5. 遙控後荷式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 21.所示，使用方法一游離腔實測之誤差，共 46.2 % 超出舊的標準所訂定之 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實驗室提供之校正參數值，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。107 年 10 月所發布之法規修正

案已將實測值與計算值之差異考慮進去，並設定相異之規範，而圖 22.呈現 105~108 年間兩類方法之變化，在使用新的規範之模式中，實測值所用之 5 %標準可輕易達到，四年間所收取到實測射源活度誤差最大者為 4.6 %，僅曾出現一次，多數情況誤差皆可在 3 %以內之範圍。

遙控後荷式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 108 年度之檢查結果，輻射源停留位置之誤差皆小於 1 mm；輻射源停留時間之誤差亦合乎每分鐘小於 1 s 之標準；輻射源傳輸速率之誤差同樣通過容許值 1 s 以內之規定。

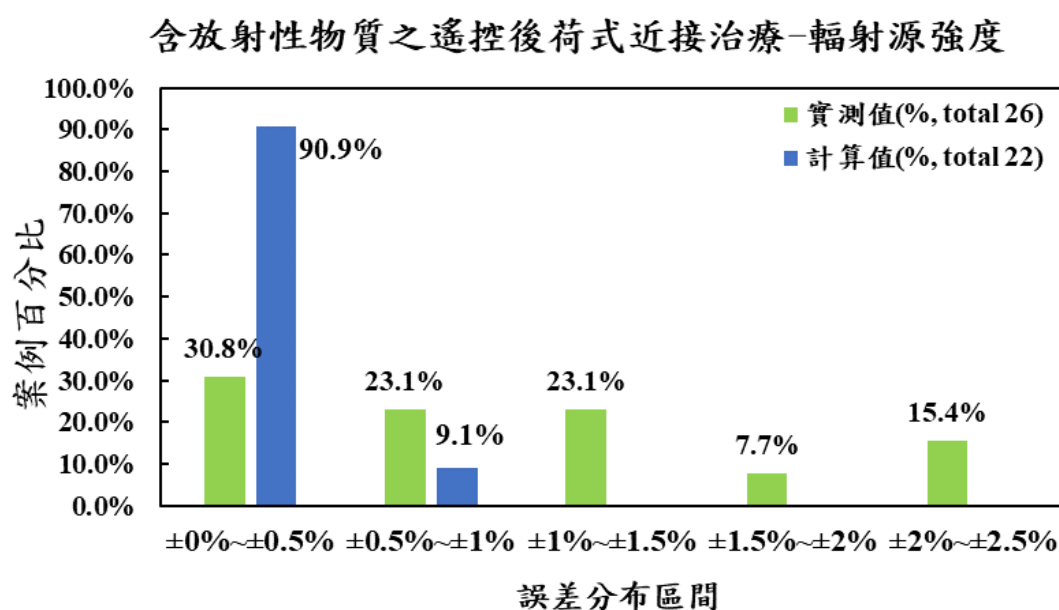


圖 21. 108 年射源強度檢查結果。

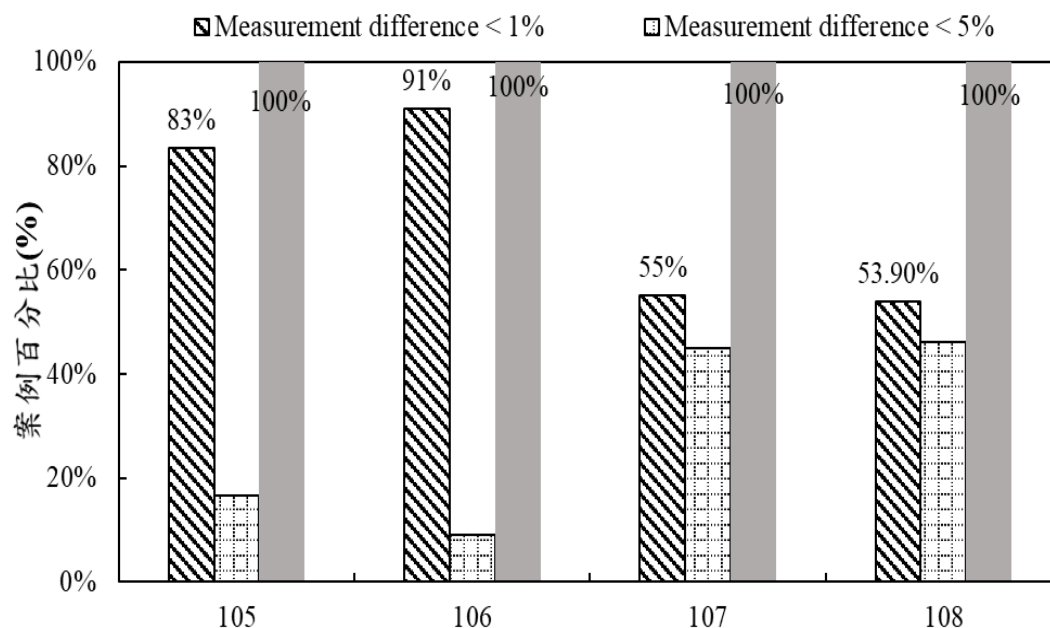


圖 22. 105~108 年射源強度檢查結果比較。

## 6. 放射治療設備與品保作業方法及人力分析

表 6.顯示各型號之醫用直線加速器於全國各區域分布之情形。

在 108 年，國內使用的醫用直線加速器廠牌仍以 Elekta 及 Varian 為主，而其中最常見之機型分別為 SYNERGY 和 CLINAC IX，今年新裝設之醫用直線加速器增加了 Varian Edge 此款型號，共 4 臺分布在南部的區域。

國內醫用直線加速器劑量量測及校驗的方法統計資料如表 7.

所示，使用 AAPM TG-21 報告做為校驗方法的佔最多數，達總數之 67.4 %，而使用 AAPM TG-51 報告做為校驗方法的醫療單位

多分布在北部地區，且有一臺直線加速器已開始使用 TRS-398 校驗方法。105~108 年國內使用之劑量校驗方法如圖 23.所示。今年相比以往 3 年，使用 AAPM TG-51 校驗方法的比例有些微增加。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上述劑量校驗方法執行品保劑量校驗。

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<br>總數=73  | Axesse       | 1         | 1  | 3  | 0  |
|                  | PRECISE      | 0         | 1  | 5  | 0  |
|                  | SYNERGY      | 22        | 8  | 14 | 1  |
|                  | Infinity     | 1         | 0  | 3  | 0  |
|                  | VERSA HD     | 6         | 2  | 4  | 1  |
| VARIAN<br>總數=66  | CLINAC 21EX  | 0         | 5  | 2  | 0  |
|                  | CLINAC 6EX   | 2         | 1  | 0  | 0  |
|                  | CLINAC IX    | 14        | 4  | 11 | 0  |
|                  | Trilogy      | 1         | 2  | 1  | 1  |
|                  | TrueBeam     | 7         | 3  | 2  | 1  |
|                  | TrueBeam STx | 0         | 1  | 1  | 0  |
|                  | Unique       | 1         | 0  | 2  | 0  |
|                  | Edge         | 0         | 0  | 4  | 0  |
| BRAINLAB<br>總數=1 | NOVALIS      | 1         | 0  | 0  | 0  |
| 總數小計             |              | 56        | 28 | 52 | 4  |

表 7. 108 年全國各區域之劑量校驗方法(單位：台)

| 劑量校驗方法  | 各區域設備數量分佈 |    |    |    |
|---------|-----------|----|----|----|
|         | 北區        | 中區 | 南區 | 東區 |
| TG21    | 24        | 22 | 45 | 4  |
| TG51    | 32        | 6  | 7  | 0  |
| TRS 398 | 1         | 0  | 0  | 0  |

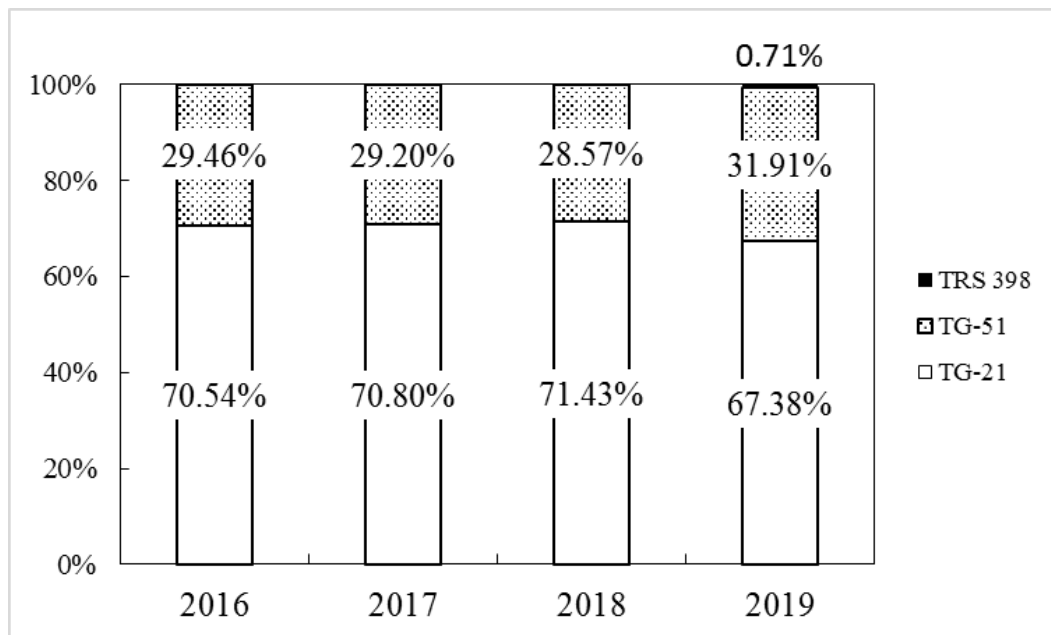


圖 23. 105~108 年劑量校驗方法。

在品保作業專業人力的分析方面，醫療單位配置醫學物理專業人員數統計如表 8.所示，其年資統計如表 9.所示，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，但臨床仍有醫學物理師人力不足之情形，雖投入醫學物理師職業之人數上升，

且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，品保作業項目增加，要求亦越趨嚴格，更需提升現行品保專業人力的配置。

表 8. 醫療單位配置醫學物理專業人員數統計表

|                      |       | 各地區醫療單位數 |    |    |    |
|----------------------|-------|----------|----|----|----|
|                      | 級距(人) | 北區       | 中區 | 南區 | 東區 |
| 醫學物理師人數<br>/醫療單位     | 0     | 0        | 1  | 1  | 0  |
|                      | 1     | 10       | 9  | 15 | 2  |
|                      | 2     | 7        | 4  | 3  | 0  |
|                      | 3~5   | 8        | 3  | 8  | 1  |
|                      | 6~8   | 3        | 0  | 1  | 0  |
|                      | >8    | 3        | 1  | 1  | 0  |
| 甄審及格醫學物理師人數<br>/醫療單位 | 0     | 10       | 9  | 12 | 2  |
|                      | 1     | 8        | 4  | 8  | 0  |
|                      | 2     | 3        | 2  | 4  | 0  |
|                      | 3~5   | 7        | 2  | 4  | 1  |
|                      | 6~8   | 2        | 1  | 0  | 0  |
|                      | >8    | 1        | 0  | 1  | 0  |
| 醫學物理師人數<br>/MV 治療機臺數 | <1    | 3        | 6  | 8  | 0  |
|                      | 1     | 15       | 9  | 18 | 3  |
|                      | 1~2   | 10       | 2  | 1  | 0  |
|                      | 2~3   | 3        | 1  | 2  | 0  |



表 9. 醫療單位配置醫學物理專業人員年資統計表

|         |       | 各地區醫療單位人數 |    |    |    |
|---------|-------|-----------|----|----|----|
|         | 級距(年) | 北區        | 中區 | 南區 | 東區 |
| 醫學物理師年資 | 0~5   | 44        | 7  | 24 | 0  |
|         | 5~10  | 28        | 10 | 18 | 1  |
|         | 10~15 | 32        | 11 | 19 | 4  |
|         | 15~20 | 7         | 6  | 6  | 0  |
|         | >20   | 17        | 7  | 6  | 1  |

## 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

### (一) 107、108 年新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業

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，本年度依規劃已執行『體積強度調控弧形放射治療-治療計畫劑量驗證研究』，針對全國具 VMAT 技術的醫療單位，進行基礎資料的蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。

VMAT 之劑量分布之精確性極為重要，臨床為驗證劑量給予是否與電腦治療計畫系統計算一致，多利用 Gamma index 分析實測值與計算值之差異，該方法由劑量差異(dose difference)，與可接受劑量距離(dose to agreement)兩項元素組成。在直線加速器安裝完成後，皆會進行治療計畫之驗證以保證病患安全，但劑量給予過程中牽涉到各類型之變因，除此之外現行用於量測之設備非常多樣化，相異的驗證系統具有不同之特性，如：二極體陣列偵檢器(diode array)之空間解析度與點偵測數目皆劣於輻射變色軟片，但具備快速量測分析以及在部分設備可模擬三度空間之劑量之特色；電子照野驗證系統(electronic portal image device, EPID)進行驗證時非常快速且容易，前提是訊號與劑量之轉換是經過校準的。

在各項品保作業中，發生系統性或人為誤差之情形並不少見，是故國際間之醫學物理組織，為降低輸出劑量之不確定性，紛紛發

展出驗證系統，最著名的便是國際原子能總署(International Atomic Energy Agency, IAEA)與休斯頓影像與放射腫瘤品保協會(imaging and radiation oncology core Houston Quality Assurance Center, IROC)，但全國目前僅有少數醫院曾參與驗證。

綜上所述，本計畫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弧形調控治療之試運行測試(Commissioning test)，該測試針對 PTV 與周邊危急器官之射束剖面劑量分佈，透過相同之分析方法與軟體進行治療系統之劑量驗證，採用 3 %劑量差異與 3 mm 可接受劑量距離之 90 %通過率，令整體驗證中之不確定性下降。經蒐集書面資料與統合實測結果後，歸納整理出一可供臨床單位參考之數據，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，期望能輔助各單位確認劑量之準確性，提升 VMAT 技術之劑量準確性，精進治療技術之品質。

## 1. 資料蒐集

調查及彙整國內所有使用中具有執行 VMAT 與 IMRT 技術之單位的系統基礎資料，包括：機型、劑量給予技術(Delivery system)、治療計畫系統、頭頸部癌症使用能量、現行 VMAT 與

IMRT 品質保證程序書、品保量測設備.....等。彙整之資料做為原能會放射治療品質管控資料庫。

### (1) 設備資料

體積強度調控弧形放射治療與強度調控放射治療相仿，皆是透過醫用直線加速器配備之劑量給予系統達到高順形之劑量分布，然當系統受到影響時，劑量給予之精確性亦將變化，故本研究透過問卷蒐集臨床單位所使用之直線加速器與其裝配之多葉式準直系統、輻射劑量給予模式，及軟體端之電腦治療模擬計算。

國內之醫用直線加速器以 Elekta 及 Varian 為大宗，本研究實測結果蒐集多種型號之直線加速器，包含(1)Elekta: Precise, Synergy, Synergy Platform, Axesse, Versa HD (2) Varian: 6EX, 21EX, Clinac iX, Trilogy, TrueBeam；而相異型號間配備之多葉式準直儀系統亦有所不同，電腦治療計畫則隨醫院選擇而有所變化。

### (2) 臨床品保驗證方法之調查

電腦治療計畫驗證並非由主管機關所定義之品保程序，且在品保的過程中量測方式亦可差異甚遠，因此本研究利用問卷調查臨床執行品保之頻率，以及量測設備與方法，建立資料庫以供主管機關了解現有狀況。本研究對全臺之臨床單位進行問卷調查總計回收 80 家醫療

院所之問卷，共計 143 臺醫用直線加速器在電腦治療劑量驗證之品保頻次，表 10.呈現蒐集數據之結果呈現，全台現有直線加速器不乏 10 年以上之設備，造成部分設備之品保資料常因人員變動而不可考，並非未曾執行過電腦治療計畫系統之驗證，共有 27 臺設備在 5 年內未曾進行治療計畫驗證，26 臺未列做例行性品保項目，總計 90 臺在 1 年內曾進行過此項目。再就執行治療計畫驗證之頻次進行討論，每月進行驗證者共達 41 臺，其他欄項中之 26 臺設備頻次較為特殊故另行討論，3 臺設備參照美國之治療病患流程，待病人之治療計畫驗證完成才開始進行治療；立體定位放射治療對定位與劑量的給予要求更為嚴苛，共有 4 臺設備在進行治療前會先進行驗證之動作；總計 13 部設備在臨床有空閒時，會選擇複雜程度較高之治療計畫進行品保；6 臺直線加速器僅在機器不穩定或更換影響劑量給予系統之零件時才進行治療計畫之驗證。

量測方法中 56 %採用單一工具，而有 44 %使用兩套以上儀器進行電腦治療計畫系統之校驗；在分析量測值與計算值時採用 3%/3 mm 佔 95.56 %之比例，僅 4 台設備使用不同規則之 Gamma index 標準。而亦有多篇國際文獻指出：若採用相異系統之治療工具，能更有效偵測出系統性錯誤，系統性錯誤多以電腦治療計畫系統在裝機初期之射束參數輸入不完全為主；若採用較為嚴格之 Gamma index 標準，亦能

達到相同效果。

表 10.單位曾經或有例行性進行品保，與進行例行性品保之頻率。

| 是否曾進行治療計畫驗證 |           |    |
|-------------|-----------|----|
| 否           | 曾進行（5 年內） | 是  |
| 27          | 26        | 90 |
| 治療計畫驗證之頻次   |           |    |
| 每年          | 每半年       | 每季 |
| 13          | 1         | 7  |
| 每月          | 每半月       | 其他 |
| 41          | 2         | 26 |

## 2. 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體積強度調控弧形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 108 年 2 月始分別在北、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，協助各放射治療品保專業人員瞭解治療驗證流程，課程如下：

(1) 課程日期：2 月 22 日

上課地點：台北榮民總醫院腫瘤治療科



(2) 課程日期：3 月 16 日

上課地點：高雄長庚醫院放射腫瘤科



(3) 課程日期：4 月 27 日

上課地點：台中中國醫藥大學附設醫院腫瘤治療科



### 3. 校正劑量曲線之建立

VMAT 電腦治療計畫劑量驗證中，使用之劑量量測器材包含游離腔與 EBT3 輻射變色軟片，而輻射變色軟片隨劑量升高其光密度亦將隨之上升，為了解兩者之正相關性以進行後續研究之劑量轉換，本計畫將使用 Film QA Pro 建立光密度劑量轉換曲線。圖 24.顯示本研究各盒之劑量轉換曲線，二次多項式所得之判定係數值( $R^2$ )皆大於 0.999，後續使用於光密度轉換為劑量之結果將具有高可信力。



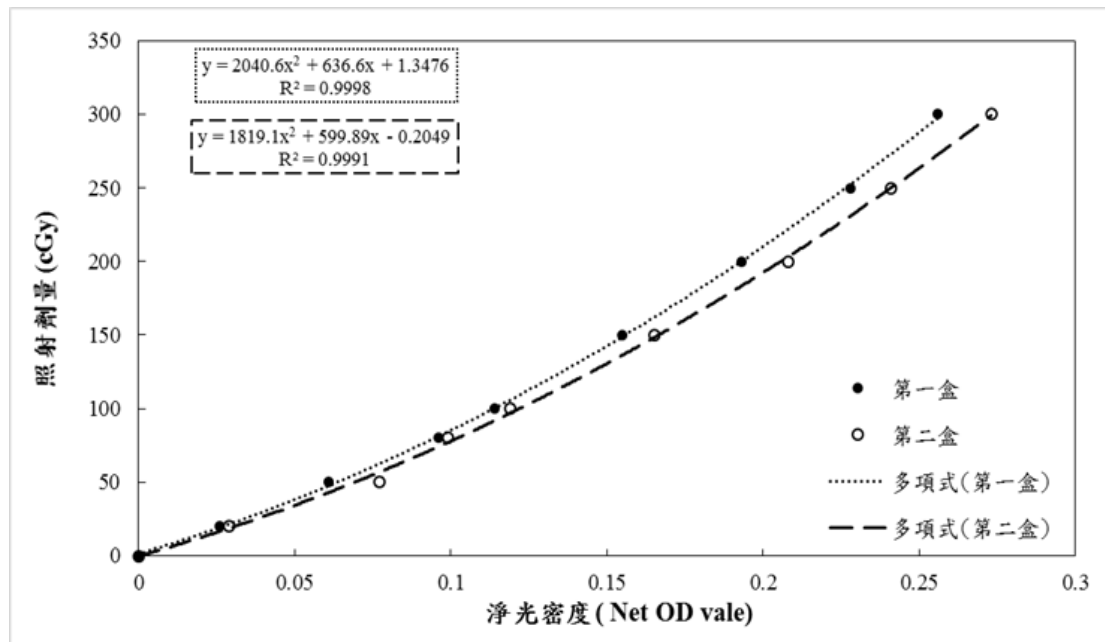


圖 24. EBT3 輻射變色軟片校正劑量曲線。

#### 4. 現場實測

本計畫在進行 VMAT 電腦治療計畫劑量驗證前，品保驗證之輸出劑量、深度劑量參數、劑量剖面一致性與對稱性需符合法規規範才得進行，因 VMAT 遠較例行性品保作業複雜，若其存在誤差，則將影響後續實驗之準確性與可信度。

##### (1) 假體劑量轉換參數

為求得臨床固態假體與自製假體之劑量換算，計畫中使用自製假體與 Farmer type 型游離腔，量測條件則與輸出劑量相同，便可得到假體轉換參數。此處結合 107 與 108 年之結果進行討論，此項目不受 IMRT 或 VMAT 技術之影響，在兩年的研究中，曾使用之固態假體如

圖 25.所示，由放射治療設備輻射安全及醫療曝露品保作業檢查之統計可知 RW3 固態假體佔臨床劑量量測假體之大宗，參與治療驗證之單位亦多使用 RW3 固態假體進行品保作業，次多的則為固態假體 (Plastic water)。圖 26.則呈現出臨床固態假體與自製假體之比值分布，Y 軸對應氣泡圖之中心與平均值、氣泡之半徑大小則表該假體所佔之數量，若平均值接近 1 表示該等效水假體越近似於自製假體，可見 RW3 與 White polystyrene 之材質最相近於自製假體，然 RW3 固態假體本身之標準差卻為 $\pm 2\%$ ，表示相對於本研究所使用之他種假體，該假體之材質相對不穩定，RW3 固態假體由聚苯乙烯添加 2.1%之二氧化鈦所組成，在自製假體不變且劑量計算正確、量測工具相同之情形，各組假體對劑量之反應不完全一致，可推測此現象是由 RW3 固態假體本身材質組成的不確定性所造成，因此建議若欲使用該假體進行劑量量測，需審慎考量劑量計算過程中所牽涉到之參數，如 TG-21 查表時所採用的運算參數限制阻擋本領(restrict stopping power)、量測電子深度時不同假體間的影響以及 TG-51 採用之假體劑量校正因子.....等。

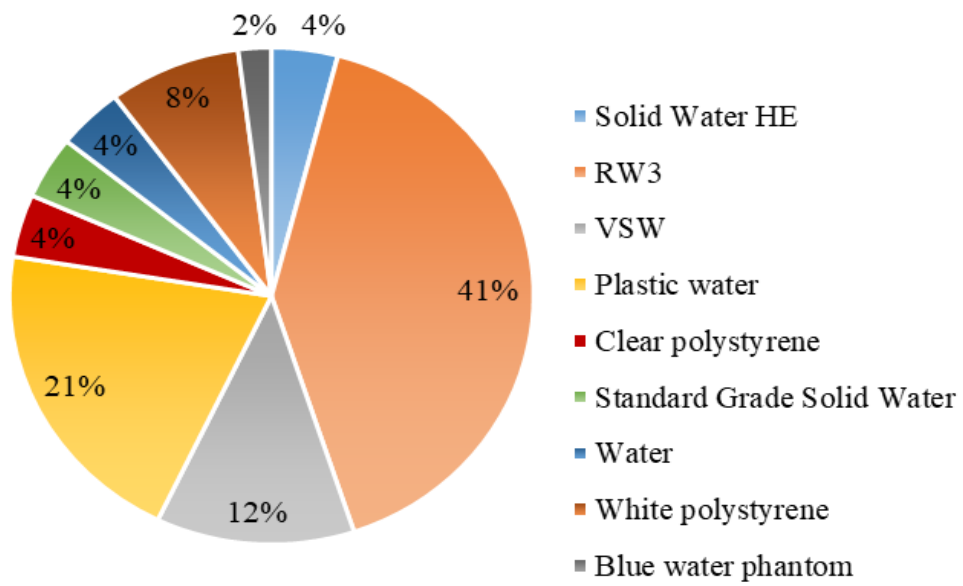


圖 25. 電腦治療計畫劑量驗證所使用之各類等效水假體。

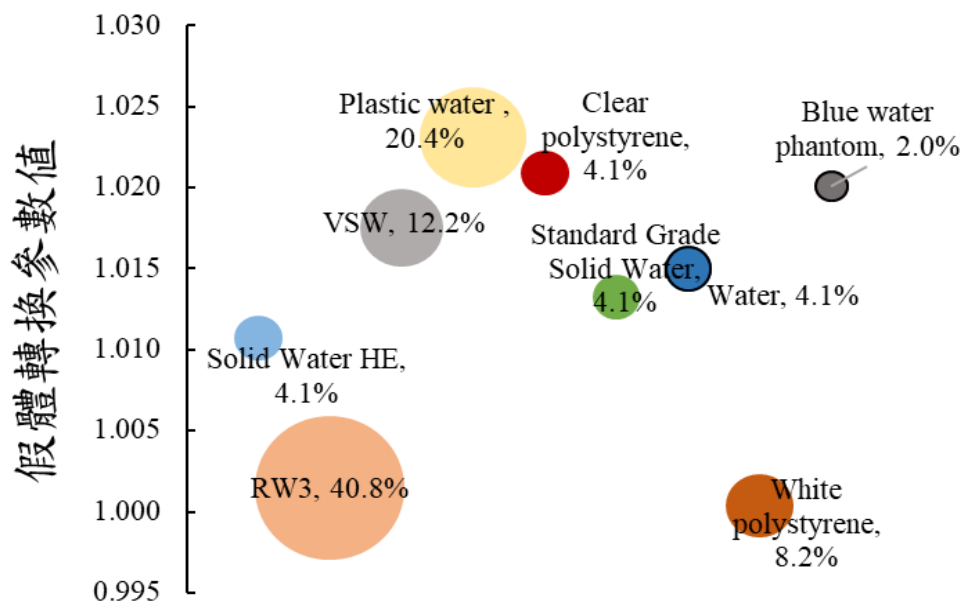


圖 26. 假體轉換參數之各類等效水假體平均值。

## (2) 頭頸部治療計畫劑量驗證（游離腔）

依前期研究蒐集各臨床單位之書面資料，選用為各醫療院所廣泛使用之 Farmer type 0.6 c.c.之游離腔設計自製假體，已提高劑量校驗程序在未來使用之便利性。量測時游離腔位於自製假體深度 4 cm 處，該深度之設計在於避免影響到下方之輻射變色軟片，誤差則使用公式（實測值-電腦計畫值）/電腦計畫值，並參照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。本年度整合 IMRT 與 VMAT 之結果，如圖 27.所示，該表呈現出實測中所有數據，IMRT 誤差低於 1 % 者佔 44 %、VMAT 則佔 37 %，若採用 3 % 誤差的情況下，則 VMAT 77.44 % 微高於 IMRT 74.99 %。為評估兩類技術之結果，比較同機台同量測設備與電腦治療計畫為同一人訂定之數據，如圖 28. 所呈現出之結果與圖 27.相似，使用統計方法進行分析後，使用游離腔量測之結果不具有治療技術上之統計意義。

而本研究中共有 3 筆量測數據超出 5 % 誤差，分別為相異醫療院所之醫用直線加速器，且三者皆符合品保規範之輸出劑量於 2 % 以內；電腦治療計畫之劑量一體積直方圖亦合乎本研究所訂定之劑量標準。此狀況將於後續結合輻射變色軟片之結果進行探討。觀察高於 4 % 誤差之數據，VMAT 略多於 IMRT，該現象與電腦治療計畫計算及多葉式準直儀產生之誤差相關，但與設備本身年資或廠牌無關，雖多為

5~10 年之設備超出 3%，但相異年資之設備在誤差分布均勻，且以統計方法分析後，不具有統計意義。

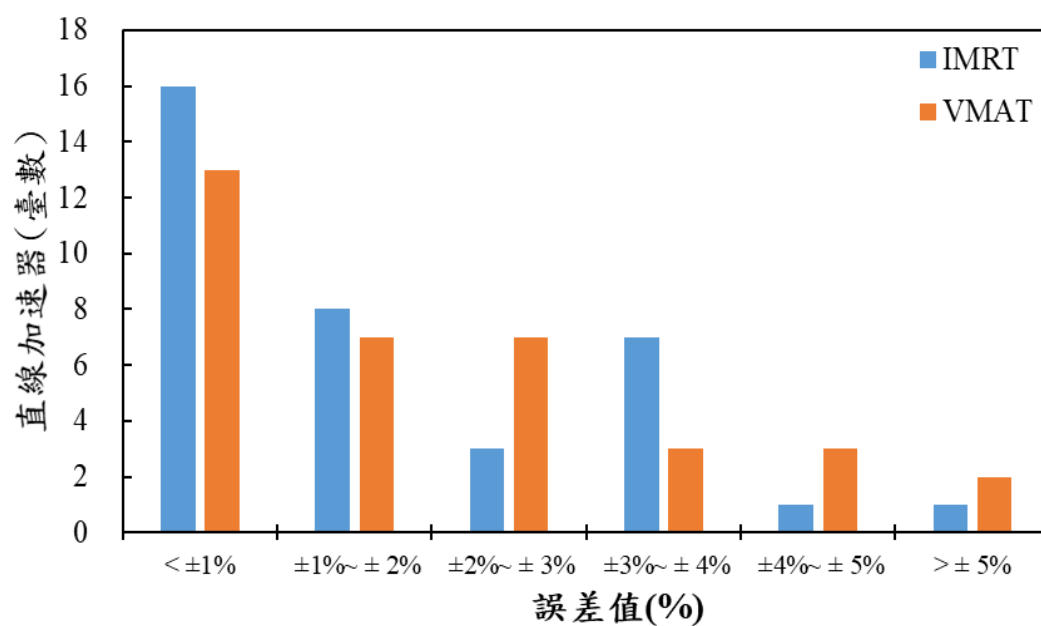


圖 27. 電腦治療計畫驗證之游離腔量測統計結果。

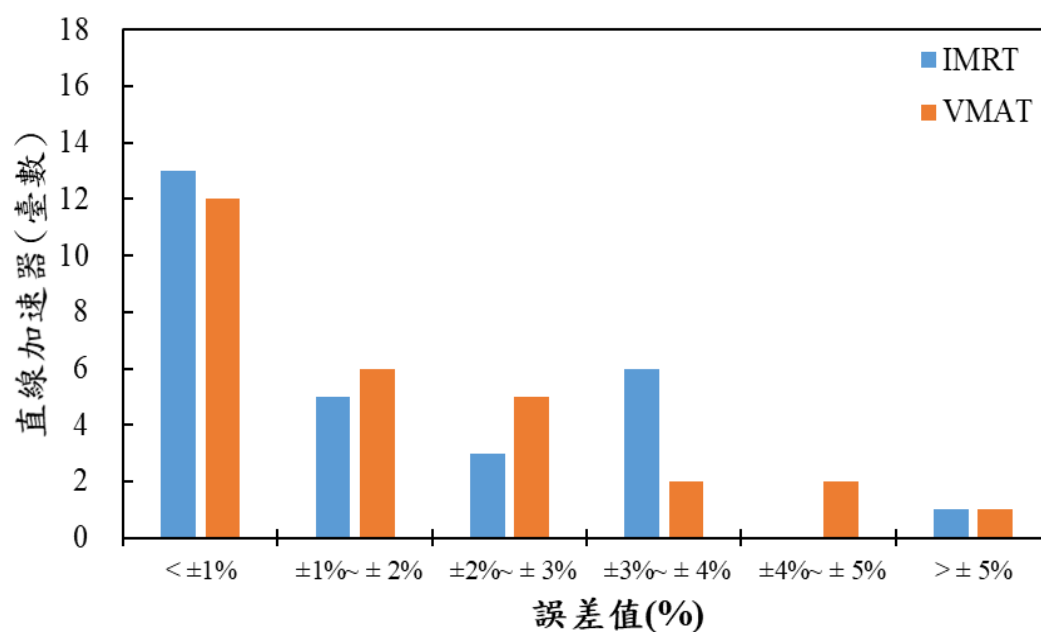


圖 28.比較相異治療技術之電腦治療計畫驗證游離腔量測結果。

### (3) 頭頸部治療計畫劑量驗證 (輻射變色軟片)

本計畫採用 Gamma index 分析照射後之輻射變色軟片與電腦治療計畫間之差異，並採用 3 %之劑量誤差與 3 mm 可接受劑量距離，不考慮最大劑量 10 %以下之點。EBT3 輻射變色軟片置於輻射照射中心，位於假體深度 7 cm 處，將通過 PTV 與危急器官唾液腺之平面。

結果分別以 PTV 及危急器官進行討論，圖 29.為採用 Gamma index 3%/3 mm 下 IMRT 與 VMAT 之通過率分布；圖 30.則為採用 2%/2 mm 結果。比較 IMRT 與 VMAT 技術在通過率上之變化，兩者並不具有顯著差異；設備年資與通過率之高低，亦不存在統計意義。若就通過率在 90~95 % 之設備進行討論，3%/3 mm 的狀況下如未能達到 95 %以上之通過率，通常具備下列三類原因之一：1 年以上未曾進行電腦治療計畫劑量驗證、設備年資在 10 年以上以及電腦治療計畫之版本與該治療技術不完全相容。此三原因中，以電腦治療計畫之版本與該治療技術不相容之情形最為常見，多為電腦治療計畫版本較新而適用於 VMAT 之運算，是故會出現 IMRT 通過率較低、VMAT 在 95%以上之狀況；上述現象在 2%/2 mm 更加明顯，同時設備年資令通過率無法達到 90 %之情形亦更多，此外若設備年資較高但有定期進行劑量校驗之狀況下，3%/3 mm 仍可通過 90 %，多數設備亦可達到 95%以上之通過率，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。

表 11.則結合游離腔與通過率之關聯性，在 3%/3 mm 之情況下  
游離腔之誤差與通過率並無一致性，調整 Gamma index 為 2%/2 mm  
後則可觀察到，當游離腔之誤差超出 3 %之範圍時，通過率有較高  
可能性無法達到 90 %之目標。

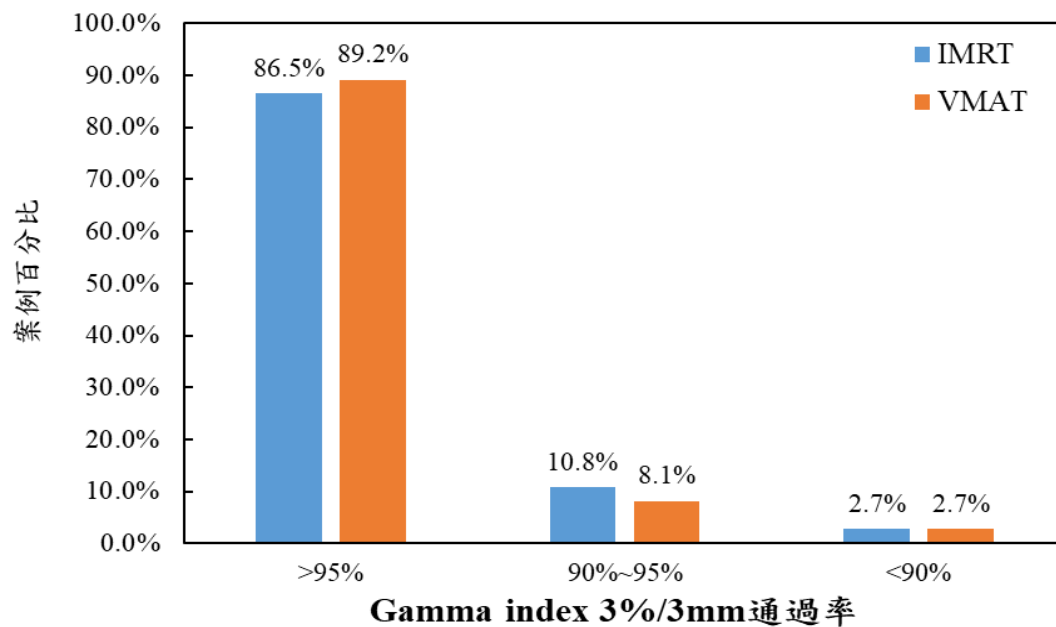


圖 29. 電腦治療計畫驗證之輻射變色軟片 3%/3 mm 結果。

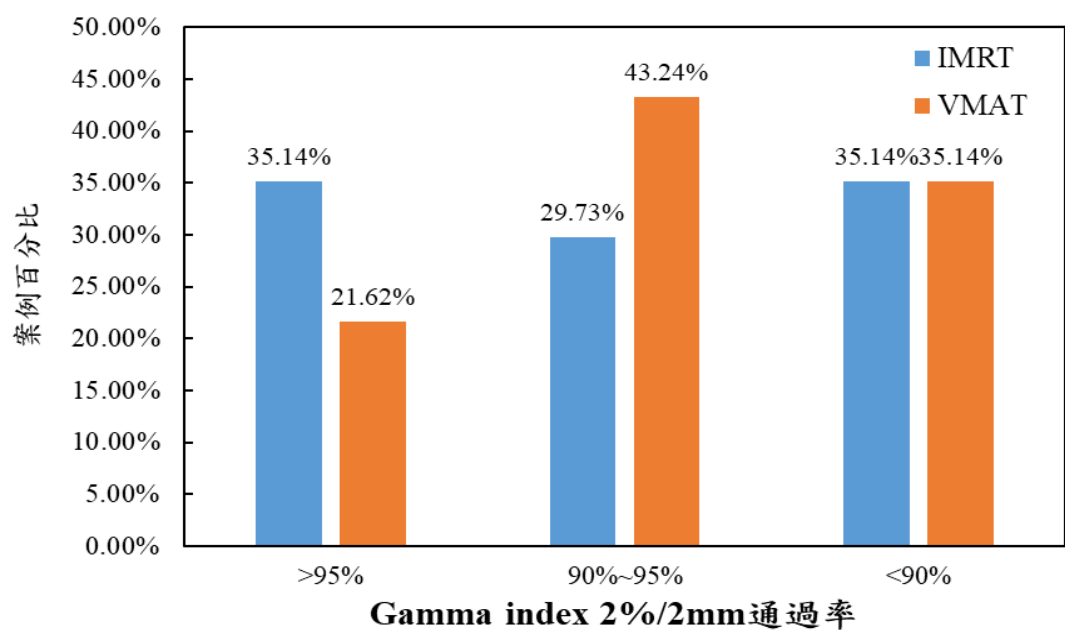


圖 30. 電腦治療計畫驗證之輻射變色軟片 2%/2 mm 結果。

表 11. PTV 量測之游離腔與通過率之關係。

| 游離腔誤差/通過率              | 3%/3 mm             | 2%/2 mm              |
|------------------------|---------------------|----------------------|
| < $\pm 1\%$            | 97.74% $\pm 2.83\%$ | 90.46% $\pm 7.08\%$  |
| $\pm 1\% \sim \pm 2\%$ | 96.57% $\pm 4.00\%$ | 87.71% $\pm 9.01\%$  |
| $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ | 99.30% $\pm 0.74\%$ | 93.66% $\pm 3.41\%$  |
| $\pm 3\% \sim \pm 4\%$ | 98.20% $\pm 3.09\%$ | 89.36% $\pm 11.93\%$ |
| $\pm 4\% \sim \pm 5\%$ | 97.64% $\pm 1.53\%$ | 88.16% $\pm 5.78\%$  |
| > $\pm 5\%$            | 96.00% $\pm 2.19\%$ | 84.99% $\pm 7.17\%$  |



針對危急器官唾液腺之討論，本研究參照 TG-119 報告之假體構造中 PTV 與唾液腺緊密相鄰，令電腦治療計畫之訂定更加困難，是為一高劑量梯度變化之區域，故該區域之通過率亦將較難達成，故此處除評估通過率外，亦比較兩者之平均劑量，在評估結果是否通過時，考量到治療計畫系統於低劑量計算之不準確性。危急器官接收之劑量少於計畫計算值時，表示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，亦可被接受。圖 31.呈現兩者之關係，在黑線右側者為不通過之情形，不乏存在通過率在 90 %以上但平均劑量誤差過大之狀況，共有 7 筆數據在游離腔與 PTV 通過率極高的情形下其數據皆無法達到平均劑量在 $\pm 5\%$ 內、通過率高於 90 %之情形，但皆為負向誤差，故可視為通過。危急器官區域之通過率與 PTV 通過率呈正相關，當 PTV 通過率較低時往往唾液腺之通過率也未能達到 90 %以上，反之亦然。

PTV 通過率使用 3%/3 mm 然未達 90 %、與游離腔誤差超出 5 %之設備，兩者並無重疊，輻射變色軟片做為相對劑量是經過標準化後以百分比的模式與電腦治療計畫相比較，其位置精確性的意義更大；游離腔則是絕對劑量之轉換，故當誤差過大的狀況下，物理師對設備進行再確認的動作是非常重要的。在游離腔誤差為-9.43 %之數據中，通過率在調整設備之前後並沒有太大的變化，甚至可達到 95 %以上

之良好現象，經物理師與設備工程師多次確認電腦治療計畫系統內之參數後，發現一牽涉光照野與多葉式準直儀邊緣計算之參數未正確輸入，以致於在計算相對容易之治療計畫時，實測與計算值沒有差距，然在深度較淺且複雜度高之治療計畫則出現計算誤差極大之現象。其他發生游離腔誤差過大或通過率較低之狀況，透過重新制定計畫、調整輻射變色軟片之校正後，皆可解決無法通過之情形。故若欲進行電腦治療計畫之校驗選用複雜度較高之計畫、採用多樣量測設備以及合適的規範，將能有效輔助臨床物理師發現問題。

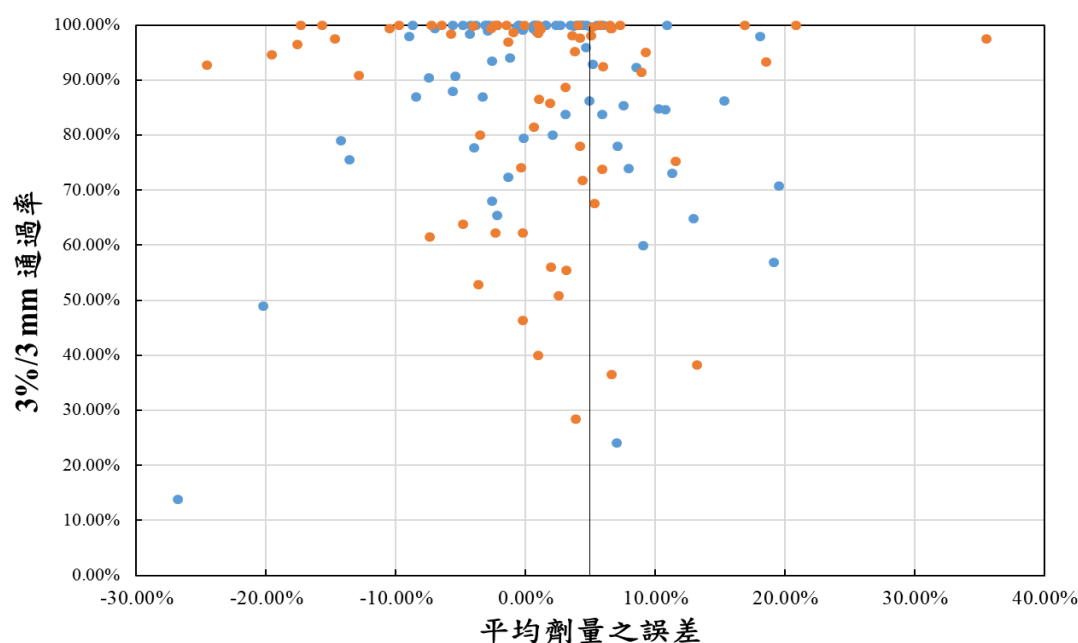


圖 31.危急器官通過率與平均劑量誤差之關係。

## (二) 105 年新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業

105 年度執行項目為「影像導引放射治療使用之低能量 X 光成像系統影像品質與導引位置準確性研究」，總計執行 79 部醫用直線加速器及 19 部電腦斷層治療機影像導引系統品保作業檢查，檢查項目包括成像系統的機械運動位置準確性，影像品質及影像導引治療床位移準確性。研究參考 AAPM TG-142、TG-58 及 TG-104 號報告，以治療設備是否有執行立體定位放射手術治療之需求，區分誤差容許值是否採用嚴格的要求以因應高精準度放射治療技術。

由於目前我國品保法規尚未納入影像導引系統，故執行影像導引系統的品保作業仍未普及，導致仍有部分品保專業人員不熟悉影像導引系統設備，並對假體的使用缺乏規劃。辦理研討會、擬訂相關作業導則，協助醫療單位的品保專業人員加強自我訓練，乃是提升整體放射治療品質之必要動作；此外影像系統品保作業使用之假體依廠牌系統設計各有差異，仍有眾多醫院缺乏教學示範檔案中之假體，故鼓勵臨床單位使用現有的影像校驗假體，或於例行輸出劑量校驗假體上做出適當標誌線代之，以達到品保校驗的目的。

透過歸納該年度之訪查結果，建立影像導引放射治療使用之低能量 X 光成像系統影像品質與導引位置準確性研究之品保作業項目與建議誤差容許值，如表 12.與表 13.。

表 12. 醫用直線加速器影像導引系統品質保證建議項目與誤差容許值。

| 每日                        |               |               |
|---------------------------|---------------|---------------|
| 平面影像與錐形電腦斷層影像(包含 kV 與 MV) |               |               |
|                           | 適用範圍之建議誤差容許值  |               |
| 項目                        | 非立體定位放射手術(治療) | 立體定位放射手術(治療)  |
| I. 預防碰撞連動裝置測試             | 功能正常          |               |
| II. 影像與治療座標中心一致性          | 2.0 毫米以下 (各軸) | 1.0 毫米以下 (各軸) |

| 每月                        |               |               |
|---------------------------|---------------|---------------|
| 平面影像與錐形電腦斷層影像(包含 kV 與 MV) |               |               |
|                           | 適用範圍之建議誤差容許值  |               |
| 項目                        | 非立體定位放射手術(治療) | 立體定位放射手術(治療)  |
| III. 影像與治療座標中心一致性 (多角度)   | 2.0 毫米以下 (各軸) | 1.0 毫米以下 (各軸) |
| IV. 影像比例準確性               | 2.0 毫米以下 (各軸) | 1.0 毫米以下 (各軸) |
| V. 影像方向準確性                | 1.0 度以下       | 0.5 度以下       |
| VI. 影像導引治療床位移準確性          | 2.0 毫米以下 (各軸) | 1.0 毫米以下 (各軸) |

表 12. 醫用直線加速器影像導引系統品質保證建議項目與誤差容許值。(續)

| 年度                        |                                                                                                                                                                                 |              |
|---------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------|
| 平面影像與錐形電腦斷層影像(包含 kV 與 MV) |                                                                                                                                                                                 |              |
|                           | 適用範圍之建議誤差容許值                                                                                                                                                                    |              |
| 項目                        | 非立體定位放射手術(治療)                                                                                                                                                                   | 立體定位放射手術(治療) |
| VII. 高對比 (空間) 解析度         | CBCT 影像： $\geq 3$ line pair/cm，kV 平面影像： $\geq 10$ line pair/cm，MV 平面影像：基準值 (註 1, 2)                                                                                             |              |
| VIII. 低對比影像偵測度            | CBCT 影像 (OBI 系統)： $\geq 1$ 個可偵測物 (註 3)，<br>CBCT 影像 (XVi 系統)： $\leq 6.3\%$ (H&N mode)，<br>$\leq 3.0\%$ (Body mode) (註 4)<br>kV 平面影像： $\geq 12$ 個可偵測物 (註 5)，<br>MV 平面影像：基準值 (註 2) |              |
| IX. CBCT 影像均勻度及雜訊評估       | 1.影像均勻度 < 基準值或其差異值 $\leq \pm 7$ HU (或 $\leq 1.5\%$ )<br>2.雜訊值 < 基準值或其差異比值 $\leq 40\%$                                                                                           |              |
| X. CBCT 影像 CT 值準確性        | 與基準值差異在 30 HU 以下                                                                                                                                                                |              |

表 13. 電腦斷層治療機影像導航品質保證建議項目與誤差容許值。

| 每日              |               |               |
|-----------------|---------------|---------------|
| MV 電腦斷層影像       |               |               |
| 適用範圍之建議誤差容許值    |               |               |
| 項目              | 非立體定位放射手術(治療) | 立體定位放射手術(治療)  |
| I. 影像與治療座標中心一致性 | 2.0 毫米以下 (各軸) | 1.0 毫米以下 (各軸) |

| 每月               |               |               |
|------------------|---------------|---------------|
| MV 電腦斷層影像        |               |               |
| 適用範圍之建議誤差容許值     |               |               |
| 項目               | 非立體定位放射手術(治療) | 立體定位放射手術(治療)  |
| II. 影像比例準確性      | 2.0 毫米以下 (各軸) | 1.0 毫米以下 (各軸) |
| III. 影像方向準確性     | 1.0 度以下       | 0.5 度以下       |
| IV. 影像導引治療床位移準確性 | 2.0 毫米以下 (各軸) | 1.0 毫米以下 (各軸) |

| 年度                    |                                                                      |              |
|-----------------------|----------------------------------------------------------------------|--------------|
| MV 電腦斷層影像             |                                                                      |              |
| 適用範圍之建議誤差容許值          |                                                                      |              |
| 項目                    | 非立體定位放射手術(治療)                                                        | 立體定位放射手術(治療) |
| V. 高對比 (空間) 解析度       | 基準值 (註 6)                                                            |              |
| VI. 低對比影像偵測度          | 基準值 (註 7)                                                            |              |
| VII. MVCT 影像均勻度及雜訊評估  | 1.影像均勻度 < 基準值或其差異值 $\leq \pm 10$ HU<br>2.雜訊值 < 基準值或其差異比值 $\leq 40\%$ |              |
| VIII. MVCT 影像 CT 值準確性 | 與基準值差異在 50 HU 以下                                                     |              |

### (三) 106 年新型放射治療技術劑量驗證及品質保證作業

106 年度依規劃執行「立體定位放射手術/治療使用之小照野射束劑量校驗研究」，總計執行 40 部光子刀，5 部電腦刀及 8 部加馬刀的基礎資料蒐集與劑量系統的分析驗證訪查。檢查項目包括 (1) 相對

照野因子及（2）射束剖面劑量分佈。藉由小照野相對照野因子與剖面劑量分佈的量測資料，協助臨床單位確認立體定位治療技術照射劑量的準確性，進而確保治療的品質與輻射應用的安全。

立體定位放射治療技術普遍應用於體積較小的腫瘤，相對使用的照野也通常侷限於 0.4-5 公分的範圍，與一般放射治療有顯著差異。此外驗證小照野之劑量有其操作之困難性，游離腔量測劑量牽涉劑量學上電子平衡的問題，但 Farmer type 游離腔不適用於量測 5 cm 以下之照野，若欲量測照野小於 3 cm 之射束資料，則需要用到空腔體積約  $0.015 \text{ cm}^3$  的 PinPoint 游離腔，但空腔體積太小的游離腔相對其訊雜比（signal to noise ratio, SNR）將相對較低，對於直徑小於 15 mm 的照野，腔體周邊已落於照野劑量分佈均勻區域之外，已無法提供準確的劑量量測值。

醫用直線加速器在建立好 TPS 計算模組的系統下，多數設備皆對小照野的相對照野因子具有良好的計算準確性，然在  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  照野時仍普遍存在低估 ROF 的現象，低估值達 17.4%。故建議臨床單位在執行小於 2 cm 腫瘤的治療計畫時，必須完整執行治療計畫的劑量驗證，包括點劑量與平面劑量分佈的量測比較驗證。電腦刀使用準直錐筒（cone），加馬刀使用準直頭盔，規範的照野大小有其限制，然而其相對照野因子則相對穩定，可在 1.0% 以下。

放射治療射束的劑量特性除了參考點的相對照野因子之外，仍須考慮 2D 的剖面劑量分布，藉由離軸剖面劑量的分析，可以較完整的掌握治療射束的空間劑量準確性。醫用直線加速器的治療計畫系統已可準確計算出小照野的剖面劑量分布，然對於照野大小  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  及  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  仍存在較大的差異。

#### 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。

本計畫於 106 年始建立無整平濾片光子射束一致性之品保作業方法，經 107 年之蒐集，該項目可使用之實測方法以三大類為主，皆須在照野為  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  下進行量測，由臨床單位依現有量測設備及臨床需求進行選擇：(a)使用原能會原有公式， $[(D_{\max} - D_{\min}) / (D_{\max} + D_{\min})] \times 100\%$ ；(b)斜率比較：在 80 %照野範圍內，找到相對穩定之兩位置（多為 20%, 50%, 80%），建立基準值（斜率）；(c)三點位置或兩點位置比較，在 80 %照野範圍內，找到相對穩定之照野距離位置（多為 20%, 50%, 80%），建立各點之基準值後與量測值相比較。並於 107 年 10 月納入修正後之品質保證標準。

近接治療機品保項目射源強度之量測，實測值的計算是根據國家游離輻射校正實驗室提供之校正參數值，該值本身所具備之系統性誤差大於 1 %，也因此導致實測值之誤差難以達到 1 %以下。是故 107 年 10 月所發布之法規修正案已將實測值與計算值之差異考慮進去，並設定相異之規範。



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。

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) 電腦斷層治療機於臨床照射病人時，射束在旋轉過程中給予病患劑量，然臨床單位在月品保量測輸出劑量之方式仍以固定角度為主流。為提高品保與臨床應用間之相關性，例行輸出劑量校驗應採用 TG-148 報告之建議，使用旋轉輸出劑量校驗方式，同時以此校驗結果作為調整輸出劑量之依據，以確實掌握電腦斷層治療機的輸出劑量準確性。

(二) 為精進品保作業，降低劑量校驗方法之不確定性，建議臨床單位依循 AAPM TG-51 或 IAEA TRS-398 執行品保劑量校驗。

(三) 隨近年來各類新型治療技術與設備的發展，品保作業項目增加，要求亦越趨嚴格，需提升現行品保專業人力的配置。目前醫學物理師人力仍呈現不足的情形，尤其是通過醫學物理學會所辦甄審考試的物理師，在醫療單位所佔的比例仍有待提升。

(四) 承(三)，人力不足以及新型治療技術與品保項目的迅速增加，加上臨床業務之繁重，導致品保專業人員在品保項目之理解上仍

存在偏誤或有操作上之困難度，建議應持續透過講座推廣各類品保之正確做法，以有效的提升我國放射治療之品質。

108 年依規劃執行『體積強度調控弧形放射治療——治療計畫劑量驗證研究』。針對具體積強度調控弧形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治療計畫劑量驗證作業導則。

(一) 考量到 IMRT 與 VMAT 之治療計畫驗證在劑量計算上較為複雜，游離腔量測之絕對劑量在 3% 以下者，僅各佔 66.66% 與 57.14%，當以 5% 作為標準時，僅有極少數單位超出 5% 之標準，若臨床單位欲使用游離腔作為驗證電腦治療計畫劑量之工具，在初期建議採用 5%，再調整為 3% 之標準。

(二) 劑量分布之評估中仍以 3%/3 mm 為多數，本計畫發現，通常未能達到 95% 以上之設備多具備下列特性之一：1 年以上未曾進行電腦治療計畫劑量驗證；設備年資在 10 年以上；電腦治療計畫之版本與該治療技術不完全相容，且使用 2%/2 mm 之規範時更難以達成 90% 之通過率。

考量品保之精神為提前偵測錯誤，在 3%/3 mm 之狀況下，若未達 95%，則可考慮使用其他量測設備再次確認，或採用 2%/2

mm 進行分析會更有利於物理師判定設備狀況。

(三) 游離腔與輻射變色軟片之關聯性，在游離腔結果超出 5 % 通過率 3%/3 mm 仍可達到 90 % 之標準，因該量測方法屬於相對劑量之量測，調整 Gamma index 為 2%/2 mm 後則可觀察到，當游離腔之誤差超出 3 % 之範圍時，通過率有較高可能性無法達到 90 % 之目標。

(四) 危急器官多為高劑量梯度之區域，劑量分布中存在誤差之可能性遠較 PTV 區域更大，在評估品保結果時應優先以 PTV 區域為主，危急器官為輔。

(五) 在設備年資較高但有定期進行劑量校驗之狀況下，3%/3 mm 通過率仍可達 90 % 以上，多數設備亦可達到 95 % 以上之通過率，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，且多數未達 90 % 之設備多以 1 年以上未曾進行過相關品保作業，或是採用較為簡易之治療計畫進行品保，故建議臨床單位至少 2 年內執行一次複雜治療計畫之劑量驗證，並可考慮採用相異系統進行驗證，若結果在品保兩次以上皆呈現不通過之情況則需考慮劑量運算問題發生之原因。

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。故本計畫彙整全國現行各台放射治療設備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. 行政院衛生福利部統計處：民國 107 年死因統計結果分析；2019。
2. Bogdanich W, Radiation Offers New Cures, and Ways to Do Harm, New York: The New York Times, 2010.
3. Bogdanich W, As Technology Surges, Radiation Safeguards Lag. New York: The New York Times, 2010.
4. 行政院原子能委員會：游離輻射防護標準 附表一至六及附表十；2007。
5. Molineu A et al, Credentialing results from IMRT irradiations of an anthropomorphic head and neck phantom, Med Phys. 40(2):022101, 2013 Feb.
6. Landberg T et al, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam. ICRU Report 50, International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington, 1993.
7. Thariat J et al, Past, present, and future of radiotherapy for the benefit of patients, Nat Rev Clin Oncol, 10(1):52-60, 2013 Jan.
8. Cho B, Intensity-modulated radiation therapy: a review with a physics perspective, Radiation Oncology Journal, Volume 36(1), 2018.
9. Ibbott GS et al, Quality assurance for clinical trials, Front. Oncol, 2013 Dec.
10. Davies JB et al, An Australian secondary standard dosimetry laboratory participation in IAEA postal dose audits, Australas Phys Eng Sci Med. 36(1):55-8, 2013 Mar.
11. Carson ME et al, Examining credentialing criteria and poor performance indicators for IROC Houston's anthropomorphic head and neck phantom, Med. Phys. 43 (12), 2016 Dec.
12. Teoh M et al, Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice, Br J Radiol. 2011 Nov; 84(1007): 967–996.
13. Ezzell GA et al, IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119, Med. Phys. 36 (11), 2009 Nov.
14. Nelms BE et al, Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors, Med. Phys. 38 (2), 2011 Feb.
15. Carrasco P et al, 3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification, Med. Phys. 39 (8), 2012 Aug.
16. Kry SF et al, Institutional Patient-specific IMRT QA Does Not Predict Unacceptable Plan Delivery, Int J Radiation Oncol Biol Phys. 90(5), 2014.
17. Nelms BE et al, Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: Practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels, Med. Phys. 40 (11), 2013 Nov.

18. PTW, Detectors Including Codes of Practice.
19. Scanditronix Welhofer, Technical description of Farmer Type Chamber FC65-P, 2001.
20. Ashland, EBT3 Specification and user guide, 2011.
21. Vadrucci M et al, Calibration of GafChromic EBT3 for absorbed dose measurements in 5 MeV proton beam and  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -rays, Med. Phys. 42 (8), 2015 Aug.
22. Lewis D et al, An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan, Med. Phys. 39 (10), 2012 Oct.
23. Ashland, FilmQA<sup>TM</sup> Pro\_user\_manual, 2013 July.
24. , Radiation Therapy Committee 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 Nov/Dec.
25. Almond PR et al, Radiation Therapy Committee 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 Sep.
26. McEwen M et al, Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams, Med. Phys. 41 (4), 2014 Apr.
27. Nelms BE et al, A survey on planar IMRT QA analysis, Journal of Applied Clinical Medical Physics Vol. 8(3), 2007 Mar.
28. Low DA et al, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, Med Phys. 25(5):656-661, 1998 Mar.
29. Low DA et al, Dosimetry tools and techniques for IMRT, Med. Phys. 38(3), 2011 Mar.
30. Both S et al, A study to establish reasonable action limits for patient-specific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy, J Appl Clin Med Phys 8(2): 1–8, 2007 Mar.
31. Defoor DL et al, Investigation of error detection capabilities of phantom, EPID and MLC log file based IMRT QA methods, J Appl Clin Med Phys 18(4):172–179, 2017 Apr.
32. Miften M et al, Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218, Med. Phys. 45 (4), 2018 Apr.
33. The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization. Report of AAPM Task Group 104, 2009.
34. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med. Phys. 28 (5), 712-737 (2001).

35. 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.
36. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. Med. Phys. 34 (10), 4041-4063 (2007).
37. Stereotactic radiosurgery. AAPM Report No. 54. 1995.
38. 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).
39. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. Med. Phys. 37 (8), 4078-4101 (2010).

## 陸、研究績效

### 一、 完成論文投稿共三篇：

(一) 放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品質保證作業研究；中華民國醫學物理學會年會壁報發表。(附件一)

(二) 強度調控與弧形調控放射治療之劑量驗證；中華民國醫學物理學會年會口頭報告發表。(附件二)

(三) 評估金屬假影修正技術對放射治療計畫系統劑量計算之影響；中華民國醫學物理學會年會口頭報告發表。(附件三)

### 二、 完成體積強度調控弧形放射治療之劑量驗證作業導則之撰寫。(附件四)

### 三、 完成體積強度調控弧形放射治療之劑量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、 培訓放射治療品保作業專業人員：馮真如、黃憶婷、連可宇、李惠惠、陳滢芳。

### 六、 完成教育訓練課程總計三場：

(一) 2/22 北部教育訓練



(二) 3/16 南部教育訓練

(三) 4/27 中部教育訓練

七、 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。

# 附件一



## 放射治療設備之輻射安全 與醫療曝露品質保證作業研究 (2018)



連可宇<sup>1,2</sup>、黃憶婷<sup>1,2</sup>、吳晉暉<sup>3</sup>、馮真如<sup>1,2</sup>、蕭安成<sup>2</sup>、劉明祥<sup>2</sup>、鄭秀成<sup>2</sup>、陳合興<sup>2</sup>、陳秋萍<sup>2</sup>、王美淑<sup>2</sup>、侯政宇<sup>4</sup>、許世明<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>國立陽明大學 生物醫學影像暨放射科學系 <sup>2</sup>中華民國醫學物理學會

<sup>3</sup>慈濟科技大學 醫學影像暨放射科學系 <sup>4</sup>行政院原子能委員會 輻防處

### 研究目的

放射治療設備劑量給予之精準性與品質驗證極其相關，故持續針對全國使用中的放射治療設備，進行醫療曝露品質保證作業的實地訪查，並提出精準醫療曝露品質保證之建議。

### 研究方法

彙整國內所有放射治療醫療單位執行品保作業之相關詳細資料，包括量測設備校驗報告、偵檢器校驗報告、劑量校驗使用方式及其詳細參數，依單位所使用之方法，蒐集AAPM TG-21、TG-51、TG-148之工作表格。並至醫療單位，現場查核其品保作業內容。現場查核內容，包括醫用直線加速器之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，其中包含無整平濾片之光子射束。含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備檢查項目為，輻射源速率、輻射源強度、輻射源停留位置及時間，等3項目。電腦斷層治療機檢查項目為，光子輸出劑量、光子射束中心軸於治療深度之劑量參數、劑量穩定性、治療床垂直升降、前進後退及水平測試，等5項目。電腦刀檢查項目為，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。加馬刀檢查項目為，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。

### 結論

惡性腫瘤治療方式以放射治療為大宗，故放射治療設備的品質格外重要，經由彙整醫療單位品保相關資料以及現場訪查其作業內容，了解國內執行品保項目之情況，且得知訪查醫療單位之品保作業，皆符合法規之規範。

### 研究結果與討論

107年總收集共80家醫療單位，使用中之放射治療設備共202台，其中包含136台直線加速器、33台含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備、20台電腦斷層治療機、5台電腦刀以及8台加馬刀。受檢項目皆符合法規規定之容許誤差內，如圖1所示。無整平濾片之光子射束其剖面劑量分布不具平坦之特性，其一致性計算方法分為三種。

A. 光子一致性公式：

$$\left[ (D_{max} - D_{min}) / (D_{max} + D_{min}) \right] \times 100\%$$

B. 斜率計算：

80%照野範圍內，找到相對穩定之兩位置，建立斜率基準值，與量測值相比較。

C. 多點基準值比較：

80%照野範圍內，找到相對穩定之照野距離位置（多為20%，50%，80%），建立基準值，與量測值相比較。

含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備輻射源強度校驗，因井型游離腔之系統非原級標準，本存在1%之系統誤差，因而建議修改該項校驗的誤差容許值為，射源強度比對計算值，誤差容許值在1%以下，而射源強度比對實測值，誤差容許值在5%以下。



圖1.(a)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

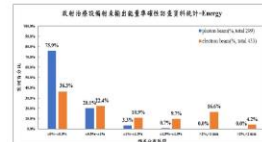


圖1.(b)醫用直線加速器光子與電子射束輸出劑量準確性校驗檢查結果

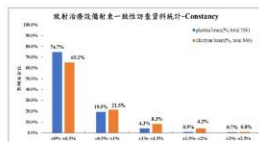


圖1.(c)醫用直線加速器光子與電子射束一致性的檢查結果



圖1.(d)醫用直線加速器光子與電子射束對稱性的檢查結果

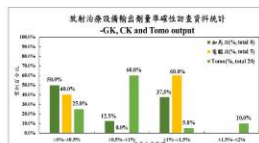


圖1.(e)電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀輸出劑量準確性校驗結果

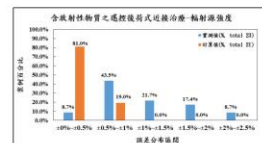


圖1.(f)射源強度檢查結果

## 附件二



**強度調控與弧形調控放射治療之劑量驗證**

**DOSE VERIFICATION OF INTENSITY  
MODULATED RADIATION THERAPY AND  
VOLUMETRIC MODULATED ARC  
THERAPY**

YT HUANG<sup>1,2</sup>, KY LIEN<sup>1,2</sup>, CH WU<sup>3</sup>, C-J FENG<sup>1,2</sup>, AC SHIAU<sup>2</sup>, MH LIOU<sup>2</sup>, SC JENG<sup>2</sup>,  
HH CHEN<sup>2</sup>, CP CHEN<sup>2</sup>, MS WANG<sup>2</sup>, CY HOU<sup>2</sup>, SM HSU<sup>1,2\*</sup>

2019/08/24

2

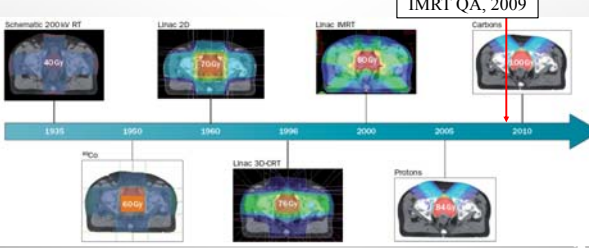
## OUTLINE

- BACKGROUND
- PURPOSE
- MATERIALS AND METHODS
- RESULTS & DISCUSSIONS
- CONCLUSIONS

3

## BACKGROUND

AAPM TG-119  
IMRT QA, 2009



Thariat J et al. Past, present, and future of radiotherapy for the benefit of patients. Nat Rev Clin Oncol, 10(1):52-60, 2013 Jan

4

## BACKGROUND

Gamma knife, 9, 4%    Cyber knife, 6, 3%

### As Technology Surges, Radiation Safeguards Lag

By WALT BOGDANICH JAN. 26, 2010

Radiation offers new cures, and ways to do harm.

Bogdanich W. New York Times. January 24, 2010:A1.

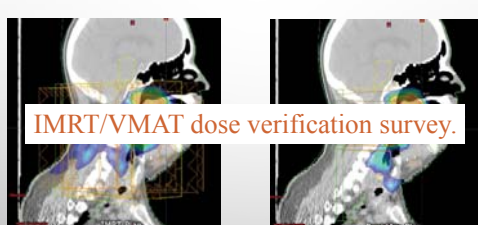
5

## INTRODUCTION



6

## PURPOSE



IMRT      VMAT

Varian <https://www.varian.com>

## MATERIALS AND METHODS

## IMRT/VMAT DOSE VERIFICATION SURVEY

### Flow chart

Monthly  
dose quality  
assure

Check DVH  
(dose goals)

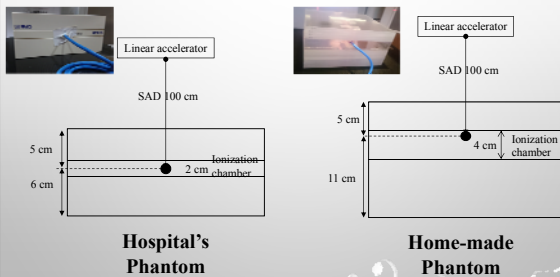
Phantom  
correction  
factor

Heck and neck  
dose  
verification

- 1) Output error under 2%.
- 2) Energy difference under 2%.
- 3) Consistency and symmetry below 2% and 3%.

## PHANTOM CORRECTION FACTOR

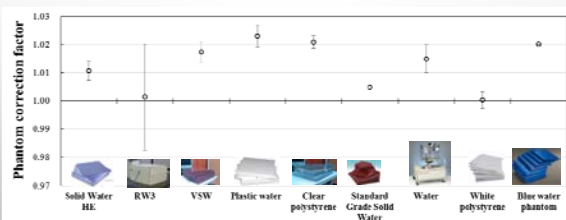
The condition is same to clinical dose output.



## RESULTS & DISCUSSIONS

## Results of dose verification survey

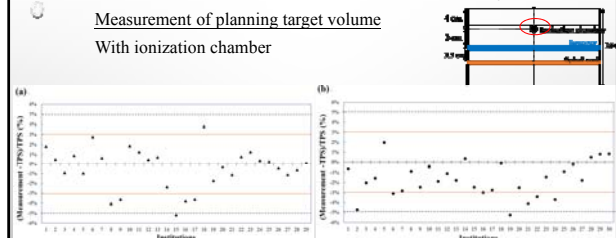
PHANTOM CORRECTION FACTOR,  $C_p$



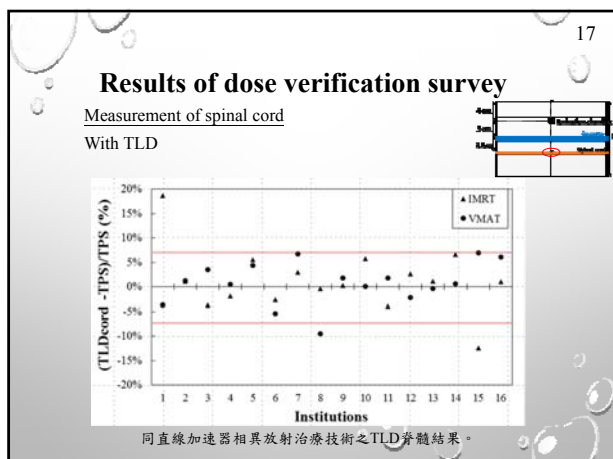
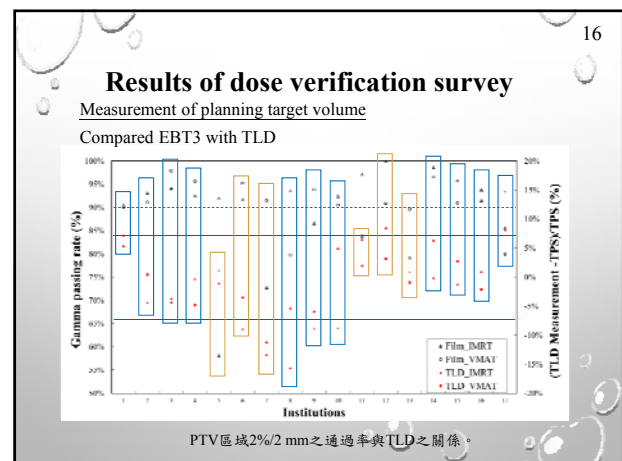
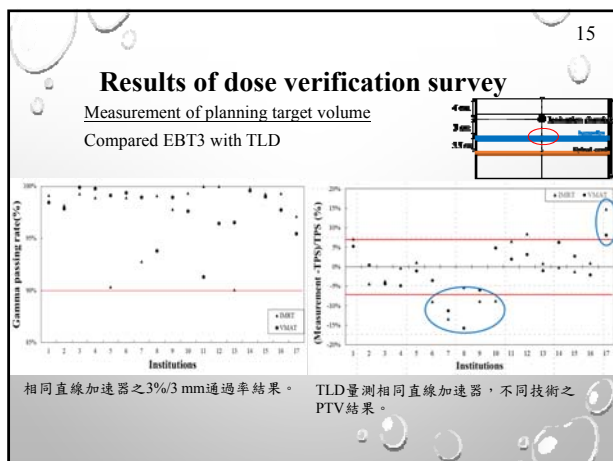
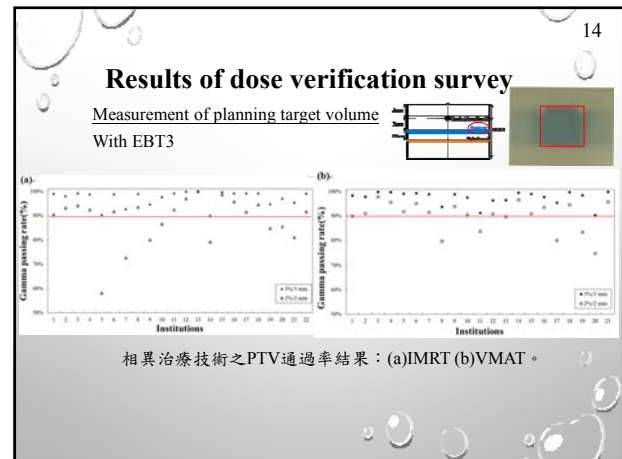
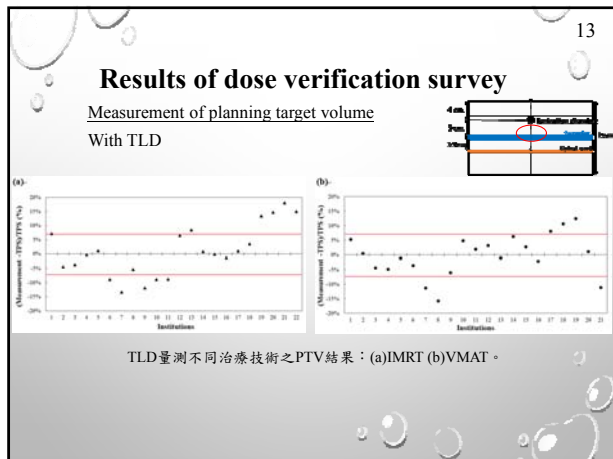
各類等效水假體之假體轉換參數。

## Results of dose verification survey

Measurement of planning target volume  
With ionization chamber



游離腔量測不同治療技術之PTV結果：(a)IMRT (b)VMAT。



18

### Results of dose verification survey

各型號醫用加速器IMRT/VMAT計畫劑量驗證結果。

| Vendor  | Model      | Technique | Number of machines | Alonization chamber | Full planar passing rate | 3%/3 mm | 2%/2 mm |
|---------|------------|-----------|--------------------|---------------------|--------------------------|---------|---------|
| Varian  | TrueBeam   | IMRT      | 5                  | 0.50%               | 97.12%                   | 97.12%  | 91.88%  |
|         |            | VMAT      | 7                  | 0.28%               | 97.21%                   | 97.21%  | 88.75%  |
|         | Unique     | IMRT      | 1                  | 0.53%               | 90.52%                   | 90.52%  | 83.67%  |
|         |            | VMAT      | 1                  | 0.53%               | 97.93%                   | 97.93%  | 91.04%  |
|         | Clinac iX  | IMRT      | 4                  | 1.02%               | 93.57%                   | 93.57%  | 85.52%  |
|         |            | VMAT      | 6                  | 1.09%               | 95.73%                   | 95.73%  | 84.58%  |
| Elekta  | Trilogy    | IMRT      | 3                  | 1.08%               | 97.54%                   | 97.54%  | 92.67%  |
|         |            | VMAT      | 2                  | 0.72%               | 99.70%                   | 99.70%  | 95.73%  |
|         | CLINAC 6EX | IMRT      | 1                  | 0.20%               | 93.80%                   | 93.80%  | 86.52%  |
|         |            | IMRT      | 4                  | 0.95%               | 98.09%                   | 98.09%  | 86.58%  |
|         | 21EX       | IMRT      | 1                  | 0.07%               | 97.84%                   | 97.84%  | 90.45%  |
|         |            | VMAT      | 1                  | 0.07%               | 97.84%                   | 97.84%  | 90.45%  |
| PRECISE | Versa HD   | IMRT      | 5                  | 0.66%               | 95.24%                   | 95.24%  | 84.77%  |
|         |            | VMAT      | 5                  | 0.58%               | 96.67%                   | 96.67%  | 88.80%  |
|         | Axesse     | VMAT      | 2                  | 0.38%               | 94.97%                   | 94.97%  | 84.42%  |
|         |            | VMAT      | 1                  | 0.04%               | 99.63%                   | 99.63%  | 98.08%  |
|         | Synergy    | IMRT      | 4                  | 0.82%               | 98.27%                   | 98.27%  | 93.41%  |
|         |            | VMAT      | 5                  | 0.78%               | 95.67%                   | 95.67%  | 84.78%  |
| PRECISE | PRECISE    | IMRT      | 2                  | 1.49%               | 81.47%                   | 81.47%  | 63.64%  |
|         |            | IMRT      | 2                  | 1.49%               | 81.47%                   | 81.47%  | 63.64%  |

19

### CONCLUSIONS

- It is recommended that 2%/2 mm in high dose low gradient region or 3%/3 mm in bigger ROI might be more appropriate standards.
- The relationship between results of dose verification and equipment annual is not absolutely. When the equipment within 10 years which passing rate can reach more than 95%, and if the equipment over 10 years with regular dose verification and quality assurance can be maintained in good condition
- The latest type of equipment of each brand can achieve the best dose verification result. The worst result which model is the equipment for more than 10 years. Therefore different model equipment over 10 years which be maintained with periodic dose verification and quality assurance could reach better results.

**THANKS FOR YOUR ATTENTIONS.**

20

### 附件三



## Evaluation the effect of metal artifact reduction technology on dose calculation of radiation treatment planning system

### 評估金屬假影修正技術對放射治療計畫系統劑量計算之影響

HH Lee<sup>1</sup>, SF Wang<sup>2</sup>, CW Wang<sup>2</sup>, CJ Feng<sup>1</sup>, SM Hsu<sup>1,\*</sup>

2019/08/24



1

## Outline

- Background
- Purpose
- Materials and Methods
- Results and Discussions
- Conclusions

2

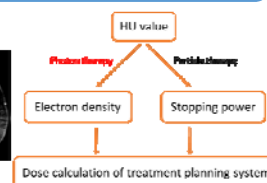
## Background

3

## Metal artifacts of radiotherapy

High Z materials:  
Dental implants  
Stabilization implants  
Hip replacements

- Inaccuracies in organ delineation.
- Inaccuracies in dose calculation.



4

## Purpose

- To evaluate the **effect of metal artifact reduction technology on dose calculation** of treatment planning system with home-made phantom.
- To verify the effect of OMAR on dose calculation of treatment planning system with **dosimeters** and **Monte Carlo**.

5

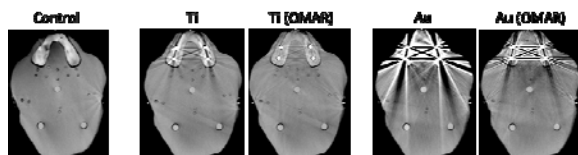
## Materials and Methods

6

## Materials and methods

## Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR)

- A commercially available MAR algorithm.
- Philips Healthcare, U.S.A.

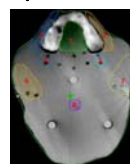


7

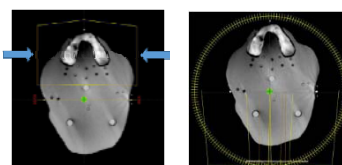
## Materials and methods

## Treatment planning – Eclipse

- Algorithm: Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)
- Bilateral irradiation
  - Gantry angle: 90, 270.
  - 100 MU per angle.
  - Field =  $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- VMAT
  - Two arcs.
  - Constraints: total dose = 6600 cGy in PTV 33 fractions



- Contouring:
  1. Tongue, PTV.
  2. Buccal Rt.
  3. Buccal Lt.
  4. Retromolar trigone Rt.
  5. Retromolar trigone Lt.
  6. Parotid Rt.
  7. Parotid Lt.
  8. Spinal cord.



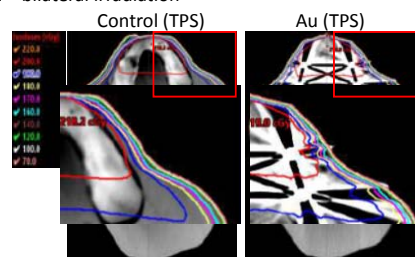
## Results and Discussions

9

## Results and discussions

## Metal artifact effect on dose distribution

- Au – bilateral irradiation

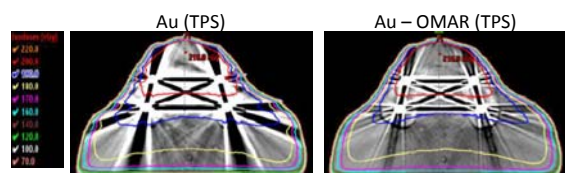


10

## Results and discussions

## OMAR effect on dose distribution - 1

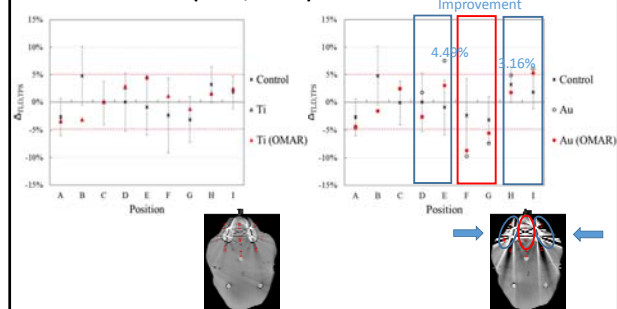
- Au – bilateral irradiation



11

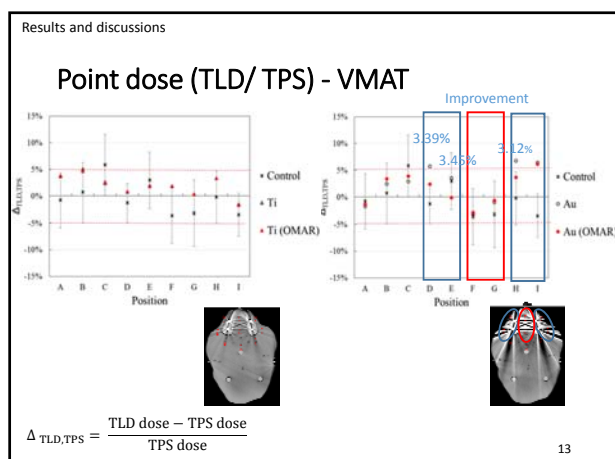
## Results and discussions

Point dose (TLD/ TPS) - bilateral irradiation



$$\Delta_{\text{TLD,TPS}} = \frac{\text{TLD dose} - \text{TPS dose}}{\text{TPS dose}}$$

12



Results and discussions

### Gamma passing rate: 2%/ 2 mm (EBT3/ TPS)

|                           | Control/<br>Bilateral    | Control/ VMAT            | Ti/ Bilateral            | Ti/ VMAT                 | Au/ Bilateral            | Au/ VMAT                 |
|---------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Original image            | 97.41%<br>(95.47~99.39%) | 98.06%<br>(97.38~98.45%) | 94.36%<br>(91.00~96.79%) | 97.79%<br>(96.38~98.38%) | 88.91%<br>(86.36~90.79%) | 97.79%<br>(97.56~98.16%) |
| Corrected image<br>(OMAR) | —                        | —                        | 96.13%<br>(93.50~98.38%) | 98.24%<br>(96.63~99.23%) | 93.43%<br>(90.21~95.74%) | 98.05%<br>(97.15~98.57%) |

Improve 1.77%      Improve 4.52%

14

## Conclusion

- OMAR can significantly **reduce metal artifacts** in CT images.
- Using OMAR to reconstruct the metal artifact images can **improve the accuracy of dose calculation**, especially the dose accuracy in false dark region.
- It is recommended to take advantage of OMAR to upgrade the overall quality of radiotherapy.

15

Thanks for your attention.

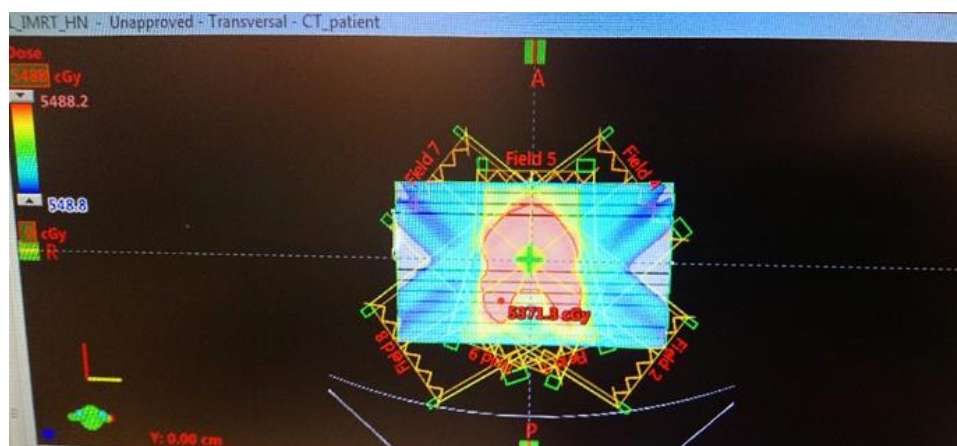
16

## 附件四

# 強度調控放射治療－電腦治療計畫驗證標準程序書

### A. 事前作業

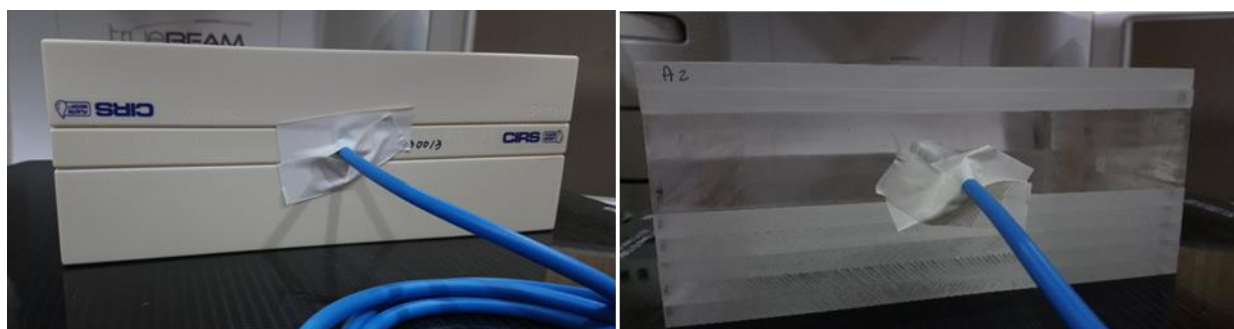
- (1) 調查醫療院所使用於強度調控放射治療系統之基礎資料，包含：機型、劑量給予技術(Delivery system)、治療計畫系統、頭頸部癌症使用能量、現行 IMRT 品質保證程序書、品保量測設備……等。
- (2) 傳送假體之 DICOM RT 影像、頭頸癌試運行測試之劑量規範以及標準作業程序書予醫療院所，並請單位輔助完成治療計畫。



圖一.完成的頭頸癌試運行測試電腦治療計畫示意

## B. 現場實測

- (1) 輻射品保作業檢查通過（光子輸出劑量 2% 以下、深度劑量參數 2% 以下、劑量剖面平坦性與對稱性皆在 2% 以內），才進行此項電腦治療計畫驗證，以減少實驗過程中可能導致之誤差。
- (2) 假體劑量轉換參數  
使用 Farmer type 游離腔於各醫療院之標準深度下，以相同照射條件進行照射，利用得到的讀值，求得相異假體間劑量轉換參數，如圖三。



圖三.假體劑量轉換參數 (A)醫院假體 (B)自製假體。

- ### (3) 頭頸部治療計畫劑量驗證

(a) 電腦治療計畫：

- 1.依據臨床治療頭頸部腫瘤所使用之能量與照設方式，配合所指定之劑量處方及正常組織的劑量限制規範，並請臨床單位依據條件完成電腦治療計畫。

2. 指定之劑量規範如下：

甲、 $D_p \text{ to PTV} = 5000 \text{ cGy} / 25\text{fx}$

乙、 $95\% D_p \leq D_{\text{PTV}} \leq 110\% D_p$ . (若有達成困難可放寬至 90%)

丙、Spinal cord:  $D_{\text{max}} \leq 4500 \text{ cGy}$ ;

丁、Spinal cord+3mm:  $D_{\text{max}} \leq 5000 \text{ cGy}$ ;

戊、Parotid Glands:  $D_{\text{avg}} < 30 \text{ Gy}$  (至少有一側之唾液腺符合)

(b) 照射方法：

同時使用 Farmer type 游離腔與 EBT3 輻射變色軟片與 TLD，並依前述所運算出之電腦治療計畫進行照射。紀錄游離腔量測靶體積所接受到之電量讀值，同時求取該位置之電腦計畫值與處方劑量；EBT3 則置放於治療等中心處，經照射和與同深度下之二維平面電腦治療計畫劑量分布進行後續分析，如圖四。TLD 則置放於劑量梯度大之危急器官區域(唾液腺、cord)，同樣需記錄該位置之治療計畫值。



圖四.頭頸部治療計畫劑量驗證

許世明老師實驗室

## 附件五

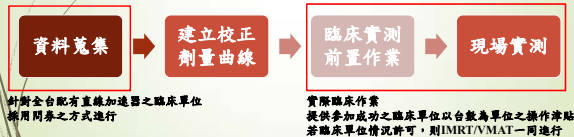
## 體積強度弧形放射治療技術之平面劑量校驗研究 VMAT Plan QA

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

## 體積強度弧形放射治療技術之平面劑量校驗研究

- 參照美國醫學物理學會第119號報告所建立之頭頸部惡性腫瘤之治療計畫劑量驗證，故實測進行模式與107年強度調控放射治療—治療計畫劑量驗證相仿。
- 目的：體積強度治療所擁有的特性與強度調控治療相仿，皆對劑量給予和位置精確性要求極高，若位置或劑量有所偏誤，則會對病人造成無可挽回之傷害，依美國放射物理中心西元2000年所發表之結果，每年仍有多起因治療差錯致死之案例。
- 且近年台灣廣泛使用體積強度治療與強度調控放射治療，確保該治療方式之品質是為一重要議題。

## 治療劑量驗證之進行步驟



## 治療劑量驗證實測方法

- 臨床測試之前置作業
  - 傳送包含PTV、危險器官構造之自製假體DICOM影像
- 劑量規範：
  - $D_P$  to PTV = 5000 cGy / 25fx
  - $95\% D_P \leq D_{PTV}$ ;  $D_{PTV} \leq 110\% D_P$   
(已放寬至 $90\% D_P \leq D_{PTV}$ )
  - Spinal cord:  $D_{Max} \leq 4500$  cGy;
  - Spinal cord+3mm:  $D_{Max} \leq 5000$  cGy;
  - Parotid Glands:  $D_{Avg} < 30$  Gy (至少有一側之唾液腺符合)

## 治療劑量驗證實測方法

- 臨床測試之前置作業
  - 傳送包含PTV、危險器官構造之自製假體DICOM影像



AAPM TG-119 頭頸部各構造

依劑量規範所制定之電腦治療計畫

若系統無法成功導入DICOM影像，或無法顯示出PTV、危險器官構造則無須製作治療計畫

## 治療劑量驗證實測方法

- 現場實測



- 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。



## 7 治療劑量驗證實測方法

- 現場實測
  - 假體劑量轉換參數

臨床單位輸出劑量使用之參考深度與視野下，給予相同劑量並使用Farmer type游離腔量測。

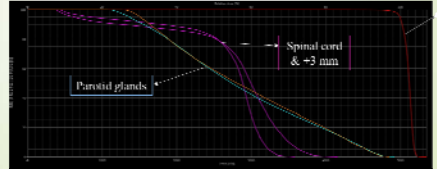



臨床單位等效水假體 (示意)      自製IMRT假體 (示意)

## 8 治療劑量驗證實測方法

- 現場實測
  - 頭頸部治療計畫劑量驗證

1. 結電腦治療計畫中之劑量，體積直方圖，確認制定之頭頸部治療計畫。



PTV

## 9 治療劑量驗證實測方法

- 現場實測
  - 頭頸部治療計畫劑量驗證

- 使用多項劑量計：Farmer type游離腔、電量計、EBT3輻射變色軟片與自製IMRT假體。
- 照射條件於SAD= 100 cm, SSD= 93 cm，自製IMRT假體之劑量照射等中心點位於深度7 cm之位置。
- 游離腔置放於假體深度4公分PTV劑量均勻處，EBT3則於照射等中心點位置，同時透過PTV與危險器官保護腔。
- 依所制定之頭頸部計畫劑量進行照射。

## 10 治療劑量驗證實測方法

- 現場實測
  - 頭頸部治療計畫劑量驗證

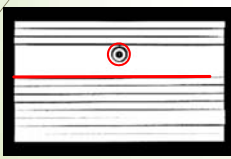



各劑量計相對位置示意      照射完成之EBT3

## 11 治療劑量驗證實測方法

- 現場實測
  - 頭頸部治療計畫劑量驗證

- 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。




## 12 治療劑量驗證實測方法

- 數據分析
  - 假體劑量轉換參數

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。

- PTV之點劑量差異計算

頭頸部治療計畫劑量驗證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。

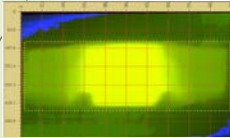
13

## 治療劑量驗證實測方法

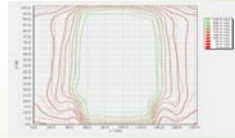
## ■ 數據分析

## ■ EBT3輻射變色軟片二維劑量分布

軟片透過Film QA Pro，可得該平面劑量分布，再藉Gamma index之評估判斷電腦治療計畫與量測值兩者間通過率。



經照射後之EBT3劑量分布 (Film QA Pro)



電腦治療計畫與軟片之劑量分布 (Film QA Pro)