

行政院原子能委員會研究計畫 105 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：PG10506-0021

計畫期程：一年期計畫；多年期計畫，共_4_年，本年度為第_1_年

執行期間：105年1月1日至105年12月31日

執行機構：中華民國醫學物理學會

計畫主持人：蕭安成

共同主持人：劉明祥，許世明

計畫參與人員：鄭秀成，陳合興，陳秋萍，黃佩筠，楊程鈞，顏妙蓉

中華民國 105 年 12 月

(本報告內容純係作者個人之觀點，不應引申為本機關之意見)

目 錄

	頁碼
目 錄	2
壹、計畫中文摘要	3
貳、計畫英文摘要	4
參、計畫內容	5
一、研究主旨	5
二、背景分析	5
三、實施方法及進行步驟	6
(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	6
(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	11
肆、研究過程與結果	24
(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	24
(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	36
伍、結論與建議	50
陸、重要參考文獻	51
柒、研究績效	53
捌、附件列表	54

(總計 54 頁)

壹、計畫中文摘要

目的：本研究為協助確認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，本計畫區分兩大部分執行，其一、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；其二、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，因應各種先進的臨床治療儀器及技術的使用，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、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。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。

材料與方法：本研究以書面審查及現場檢（訪）查的方式執行品保校驗查核工作，105 年度總計收集 76 家設有放射治療部門之醫院，共 129 台醫用直線加速器、8 台加馬刀、36 台遙控式後荷近接治療機、19 台電腦斷層治療機及 6 台電腦刀之品保校驗資料，同時完成所有設備的品保項目現場檢查。各設備品保作業的方法、劑量校驗儀器及流程等，均請院方提供完整資料作為書面審查及現場檢查之參考。現場檢查項目，在遠隔治療機方面，主要為劑量輸出、射束能量的準確性與射束剖面劑量分布的穩定性；在遙控式後荷近接治療系統則主要包括輻射源強度、輻射源停留位置及時間的準確性。綜合整理分析全國治療設備的品保校驗資料，建立完整的資料庫，作為未來提供精進醫療曝露品質保證之參考。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，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。

結果：本計畫執行的過程中，藉由書面資料收集並討論修正，同時依循臨床單位所制訂的程序書執行品保作業，其受檢項目結果皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。影像導引系統的研究方面，則藉此建立了品保作業導則與程序書，同時依據訪查資料建立了各項目的參考基準值。

討論：本計畫歷經研究計畫資料蒐集、人員訓練及制訂適用於國內醫療院所使用之影像導引系統品保作業導則。訪查結果發現，主要問題是操作人員對於影像導引系統設備操作不熟及假體使用缺乏規劃，因此藉由辦理研討會、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，瞭解作業程序及設備操作，進而提升整體放射治療品質。

貳、計畫英文摘要

Purpose: Based on the "Medical radiation exposure quality assurance standards" set out on July 1, 1994, the purpose of this study is to determine the effectiveness of the quality assurance operation and to assist the medical institutions in upgrading the service quality of the advanced technology. The study includes two major parts, first, radiation safety and quality assurance survey. Second, dose verification and quality assurance for the new radiation therapy system and technique. In addition to the on-site visits to the radiation therapy departments for the implementation of quality assurance, in response to a variety of advanced clinical treatment equipment and technology, four researches are designed to perform yearly from 105 to 108, which include the image-guide system, small field size dosimetry, IMRT and VMAT plan verifications. Accordingly, to strengthen the integrity of quality assurance measures related to medical radiation exposure and to assist the hospital to enhance the quality of using the advanced technology.

Materials and Methods: A total of 76 radiation therapy departments, 129 linear accelerators, 8 Gamma knives, 36 brachytherapy machines, 19 Tomotherapy and 6 cyberknives were surveyed for QA items in written review and site visit in 2016. The items of on-site visit for external beam treatment system mainly includes the output dose and beam energy accuracy, and beam profile dose distribution stability; for the brachytherapy system mainly includes the source activity, source position and duration accuracy. In the section on quality assurance for the advanced technology, QA for the image-guide system was performed in 2016. A total of 79 linear accelerators and 19 Tomotherapy systems were surveyed in this study. The items of IG system include the accuracy of the mechanical motion position, the image quality, and the accuracy of the image-guided treatment displacement.

Results: All the quality assurance programs implemented by this project, after data survey and parameter corrections, the 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". On the research of image guidance system, guideline and based line of the QA items were established according to the visit data.

Discussion: During the initial visit, efforts were the unfamiliar operation of the image guidance system and the lack of planning of the QA phantom used. In considering the importance of image guidance system in radiotherapy, it will encourage medical professionals to strengthen self-training, a detailed understanding of operating procedures and equipment operation for the implementation of quality assurance operations.

Keywords : Radiotherapy, Quality assurance for radiation therapy, medical linear accelerator

參、計畫內容

一、研究主旨：

國內每年接受放射治療的病患約達 130 萬人次，輻射除了可以殺死癌細胞，同時也會對正常組織造成傷害，因此劑量的準確性對於治療的結果具有重要的影響。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、遙控式後荷近接治療機、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。本研究以書面審查及現場檢（訪）查的方式執行品保校驗查核工作；另整理分析全國治療設備之品保校驗資料並建立資料庫，包含治療設備特性、劑量量測儀器特性、劑量校驗方法與準確性、醫療單位及人員狀況與品保作業執行等數據，可作為未來精進醫療曝露品質保證之參考。

二、背景分析：

在整個癌症治療策略中，放射治療一直扮演著相當重要的角色，需要特別注意的是放射治療領域中輻射線的應用猶如兩面刃，除了可以殺死癌細胞治療腫瘤，同時也會對正常細胞組織造成傷害。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」，如果沒有正確且適當使用，將會造成負面的醫療曝露傷害。

本研究以書面審查及現場檢（訪）查的方式執行品保校驗查核工作；另整理分析全國治療設備之品保校驗資料並建立資料庫，包含治療設備特性、劑量量測儀器特性、劑量校驗方法與準確性、醫療單位及人員狀況與品保作業執行等數據，可作為未來精進醫療曝露品質保證之參考。另為因應醫療服務及治療品質的需求，放射治療技術進展迅速，近年來陸續引進各項先進的治療儀器及治療技術，包括強度調控放射治療（Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT），影像導引放射治療（Image Guided Radiation Therapy, IGRT），體積強度調控弧形治療（Volumetric Modulated Arc therapy, VMAT）及立體定位軀體放射治療（Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT）等先進治療儀器及治療技術，而這些設備與技術已逐漸在臨床上普遍使用，其品保作業日趨重要。以 IGRT 技術為例，此技術發展的目的為使用治療設備所附帶的成像系統，於病患治療擺位完成後擷取治療前的解剖影像，立即與電腦治療計畫的影像比對，依據比對差異修正病患的位置後才給予照射治療，因此 IGRT 成像系統的「影像品質」及導引位置修正值的「準確性」影響 IGRT 作業執行成果甚鉅。為能確保先進醫療技術使用的輻射安全與醫療曝露品質，美國醫學物理師協會（American Association of Physicists in Medicine,

AAPM) 對於這些設備與技術的使用亦發表多篇重要的文獻報告做為使用者依循的參考。本計畫將參考文獻資料，針對國內已於臨床使用的新型放射治療技術，逐年針對 IGRT 影像導引系統的影像品質與導引位置準確性；立體定位放射手術/治療或 軀體立體定位放射治療 (stereotactic radiosurgery/treatment, stereotactic body radiation therapy, SRS/SRT, SBRT) 所使用小照野的劑量系統準確性以及 IMRT 與 VMAT 治療計畫的劑量驗證等品保議題進行研究分析，同時擬訂各項技術的品保作業導則，提供原能會未來擬訂品保相關法規卓參。

三、實施方法及進行步驟

本計畫擬以兩大分項計畫的方式來執行；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，並提出精進醫療曝露品保法規之建議。二、對於國內已引進之新型放射治療技術，研擬 4 個研究子題，逐年針對 IGRT 影像導引系統、SRS/SRT/SBRT 小照野照射技術、IMRT 及 VMAT 技術進行系統使用現況訪查與劑量分析，擬訂各項技術的品保作業導則。本年度 (105) 執行之主題為執行之主題為：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。

(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

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 (Gamma knife, 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。執行期間為民國 105 至 108 年，共計四年。各項設備執行項目及步驟如下所述。

1. 資料蒐集

(1)彙整國內所有使用中的醫用直線加速器、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀的機型及射源或 x 射線形式的詳細資料。其內容包括：工作單位名稱，工作單位編號，地址，電話，設備類別，設備 / 物質執照號碼，有效日期 (撤廢日期，停用截止日期，查封日期)，廠牌，型號，序號，持有目的，裝設日期，光子射束能量，電子射束能量，多葉式準直儀 (multileaf collimator, MLC) 型號，MLC 最大及最小寬度(cm，於等中心處)，IGRT 系統型號，劑量校驗方法，劑量校驗假體，光子及電子射束劑量校驗條件，射束平坦性與對稱性校驗設備，電腦治療計畫系統型號，射束資料 (Beam data) 來源 (自行量測或使用原廠提供資料)，設備品保作業人數，工作單位醫學物理師人數，醫學物理學會甄審及格醫學物理師人數，平均每日服務病人量，平均執行每月品保作業所需時間等。

- (2) 彙整國內所有放射治療醫療業務單位執行品保作業的完整資料，包括游離腔及電量計校驗報告、劑量校驗使用方法及其詳細參數。依醫療業務單位所使用之方法，蒐集AAPM TG-21，TG-51，TG-148；IAEA TRS-398 載有詳細參數資料之工作表格。
- (3) 彙整國內所有放射治療醫療業務單位執行「輻射醫療曝露品質保證標準」作業內容，其資料應包括：
 - i) 各醫療院所的輻射醫療曝露品質保證計畫
 - ii) 品保作業操作程序書
 - iii) 品保作業校驗項目實施頻次及容許誤差值
 - iv) 輻射醫療曝露品質保證組織專業人員表
- (4) 彙整資料做為更新原能會放射治療管控資料庫。

2. 書面審查

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

3. 現場查核

查核內容包括：「輻射醫療曝露品質保證標準」作業內容、輻射醫療曝露品質保證組織及品保專業人員資格；「輻射醫療曝露品質保證標準」作業紀錄等，核對送審與實際作業紀錄之一致性。

4. 品保作業實測檢查

- (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」、「光子及電子平坦性」、「光子及電子對稱性(具備電子射束者，至少需執行2種臨床最常使用的能量)」等4項目。
- (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(例如：光子射束照野 10×10 cm，電子射束錐筒照野 15×15 cm)。
- 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(例如：照野 10×10 cm，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的 PDD 值(例如：照野 15×15 cm，80% 劑量深度)，與基準值比較，記錄其差異值。

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

- 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 20×20 cm²，電子射束錐筒照野 20×20 cm²)。
- 3). 將劑量量測設備(例如：水假體系統，膠片劑量量測系統，Beam Profiler 或 MapCHECK 等) 擺設妥當並置於固定位置(例如：SSD 100 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)。參考平坦性及對稱性計算公式，記錄 80% 照野範圍內之射束平坦性及對稱性數據。

平坦性公式：Flatness = $[(D_{max} - D_{min}) / (D_{max} + D_{min})] \times 100\%$

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

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

IV. 輻射源停留時間

- 1). 將裝療管連接到近接治療設備
- 2). 操作機器，使射源停留固定時間 (例如：60 sec)
- 3). 藉由監視系統觀察近接治療設備射源搖桿的轉動狀態，量測實際射源停留的時間。
- 4). 比較實際量測與電腦設定值，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向 (0°)，開至參考照野 (5×40 cm)。
- 2). 將劑量量測設備 (游離腔，固態假體及精密電量計等) 擺設妥當並置於固定位置 (SAD 或 SSD 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。記錄量測值並作溫壓修正。
- 4). 參考 AAPM TG-21 或 TG-51 號議定書的方法將量測值換算為劑量值。
- 5). 劑量值與基準值作比較，並記錄其差異值。

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 (TPR) 或百分深度比 (PDD) 的量測技術。
- 2). 量取某一參考照野不同深度的 TPR 值 (例如：照野大小 5×40 cm, 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 、 1.0×40 cm 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，變化需小於 2%。
- 3). 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面 (SAD 85 cm)。
- 4). 操作治療床前進後退移動，各移 10 cm，移動時觀察位置位移變化情形，變化需小於 2%。
- 5). 將水平儀放置在治療床的四個角落，量測治療床橫向及縱向之水平。
- 6). 量測時將治療床遠離治療儀，觀察各位置水平變化情形，並記錄之。

(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 (如 6 cm 錐筒)。
- 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 (Cone)。
- 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(10 cm)值相比對，確保其值正常。

III. 光子對稱與平坦性

- 1). 在 SSD 為 800 mm 下架設下架設固態水假體，裝上 6 cm 的準直錐筒 (Cone)。
- 2). 將游離腔裝置於最大劑量深度。
- 3). 移動治療床，分別計讀中心點及其前、後、左、右 2 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). 上述作業也可用膠片 (Film) 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 (Treatment Planning

System, TPS) 完成此假體兩組分別為 45 度及 315 度方向的數位重組影像。

- 3). 將假體置於電腦刀的治療床上，以 kV - X 光機先取得一組數位影像 (digital radiography, DR)，再與電腦治療計劃(TPS)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). 使用 18 mm 之準值儀。
- 2). 使用已校正之小型游離腔，置於半徑 8 cm 之假體中，病架於治療機上量測中心點之讀值。
- 3). 記錄溫度與大氣壓力。
- 4). 電量計歸零。
- 5). 當電量計穩定時，所有人員離開治療室並關上治療室門。
- 6). 游離腔與電量計連接，量測前暖機數分鐘。
- 7). 輻射照射游離腔 1 分鐘 5 次，並分別記錄五次的讀值。
- 8). 取五次讀值的平均值，計算經溫壓與校正因子修正後之劑量輸出 (cGy/min)，與預期值比較並計算其百分誤差。
- 9). 劑量輸出的百分誤差需在 2% 內，若超出誤差容許值需立即調整劑量輸出誤差至 2% 內。

II. 輻射與機械中心點吻合測試

- 1). 將聚合膠片剪成適當之大小後置於 8 cm 直徑假體中，並在球之中心點處以尖物於膠片上刺一小洞。
- 2). 將假體球架在治療機上對球中心點給予足夠之劑量使膠片黑化。
- 3). 使用底片掃描儀將膠片掃描後藉由膠片劑量分析軟體畫出兩個中心軸之劑量剖面分布。
- 4). 分析針洞與劑量剖面中心之位置差異是否小於容許值。

III. 計時器準確性

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

(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

為確保先進醫療技術使用的輻射安全與醫療曝露品質，對於國內已引進之新型放射治療技術，逐年針對 IGRT 影像導引系統、SRS/SRT/SBRT 小照野照射技術、IMRT 及 VMAT 等技術

進行系統使用現況訪查與臨床照射劑量分析，擬訂各項技術的品保作業導則。執行期間為民國 105 至 108 年，共計四年。本年度執行之主題為：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。

影像導引放射治療 (IGRT) 技術的應用在於使用治療設備所附帶的成像系統，於病患治療擺位完成後擷取治療前的解剖影像資料，同時與電腦治療計畫的影像資料作比對。依據比對差異修正病患的位置後才給予照射治療。然而，IGRT 成像系統的影像品質及導引位置修正值的準確性卻嚴重影響 IGRT 作業的執行成果。本年度計畫將針對全國所有醫用直線加速器具有影像導引系統的機型作基礎資料的蒐集，同時針對不同機型的影像導引系統，參考 AAPM TG-142、TG-58 及 TG-104 號報告的作法，對於影像品質及導引位置準確性作現場訪查，並分析訪查結果，提出未來將放射治療用低能量影像導引系統納入醫療曝露品保法規之具體建議。執行項目及步驟敘述如下：

1、資料蒐集

調查及彙整國內所有使用中具有影像導引功能之醫用直線加速器的成像系統基礎資料，包括：機型 (kV 及 MV)、影像偵測器元件空間解析度、成像尺寸 (2D 及 3D)、影像規格資料 (解析度、對比度、均勻性與雜訊度等)、影像品質及導引位置準確性校驗假體 (kV 及 MV, 2D 及 3D) 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

(1) 醫用直線加速器

平面影像 (包含 kV 與 MV)

I. 預防碰撞連動裝置測試

操作程序：

- 1). 啟動影像系統，測試所有碰撞連動裝置，確認其警示訊號及避免碰撞的功能正常。
- 2). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

II. 影像系統與治療系統座標中心一致性

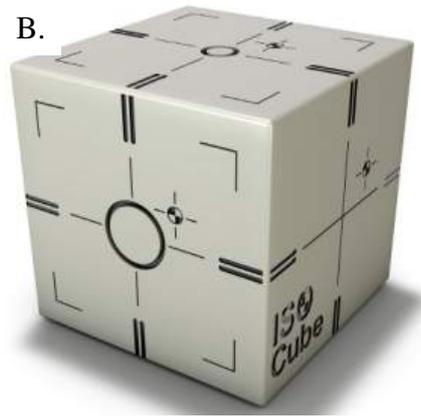
操作程序：

- 1). 放置可於 kV (MV) 影像系統成像的假體於治療床上 (例如：QUASAR™ Penta-Guide 或 ISO Cube™ 假體或儀器廠商提供之類似設備)，調整假體位置，使光照野十字線 (crosshair) 與定位雷射對正假體表面之正交座標記號，準確定位假體內幾何中心點標誌物於治療系統等中心點位置。
- 2). 啟動成像系統，取得測試假體的 2-D kV (MV) 影像；若影像導引系統同時具備 kV 及 MV 成像系統，可固定旋轉臂於 0°，分別取得 kV 及 MV 影像。分析該影像假體內幾何中心點標誌物與影像座標中心點的差異 (參考圖一)。
- 3). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

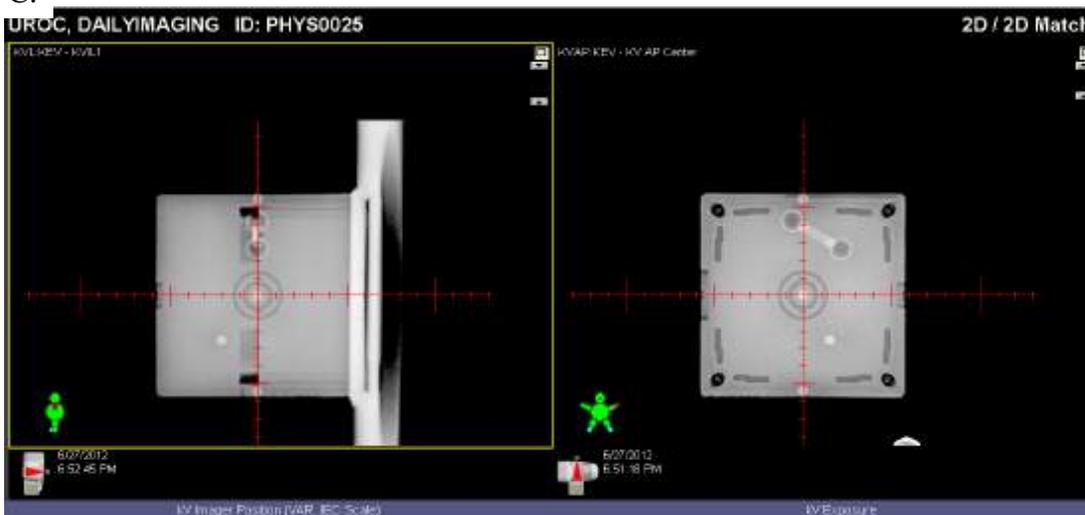
A.



B.



C.



圖一、QUASAR™ Penta-Guide假體 (A)，ISO Cube™ 假體 (B)；假體影像標誌物與影像座標的比對 (C)

平面影像與錐形電腦斷層影像(包含 kV 與 MV)

III. 影像系統與治療系統座標中心一致性 (多角度)

操作程序：

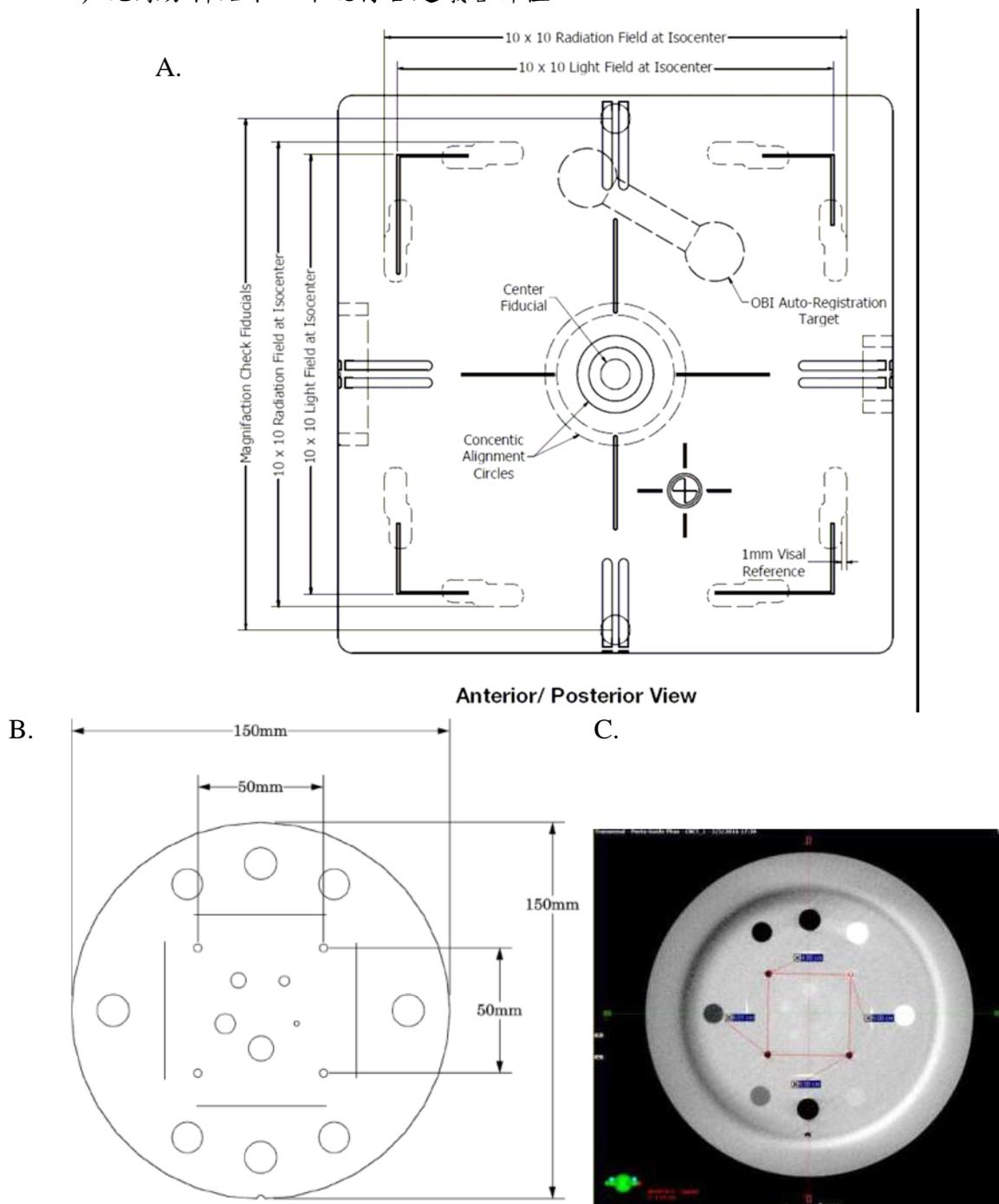
- 1). 放置可於kV (MV) 影像系統成像的假體於治療床上 (例如：QUASAR™ Penta-Guide 或ISO Cube™ 假體或儀器廠商提供之類似設備)，調整假體位置，使光照野十字線 (crosshair) 與定位雷射對正假體表面之正交座標記號，準確定位假體內幾何中心點標誌物於等中心點位置。
- 2). 啟動成像系統，取得測試假體的 2-D kV (MV) 影像；2-D取像應包含主要的正交角度 (0° 、 90° 、 180° 及 270°)。各別分析該影像假體內幾何中心點標誌物與影像座標中心點的差異 (參考圖一)。
- 3). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

IV. 影像比例準確性

操作程序：

- 1). 放置可於kV (MV) 影像系統成像的假體於治療床上 (例如：2-D 影像使用ISO Cube™ 假體；3-D影像使用Catphan假體；或儀器廠商提供之類似設備)，調整假體位置，使光照野十字線與定位雷射對正假體表面之正交座標記號。

- 2). 啟動成像系統，取得測試假體的 2-D kV (MV) 及錐形射束電腦斷層掃描 (cone-beam computed tomography, CBCT) 影像；2-D 的取像應至少包含 2 個正交影像 (例如： 0° 及 270°)，CBCT 的取像應包含頭部 (head) 及軀體 (body) 影像模式。
- 3). 分析該影像假體內標誌物幾何空間大小比例與影像座標顯示比例的差異 (參考圖二)。
- 4). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

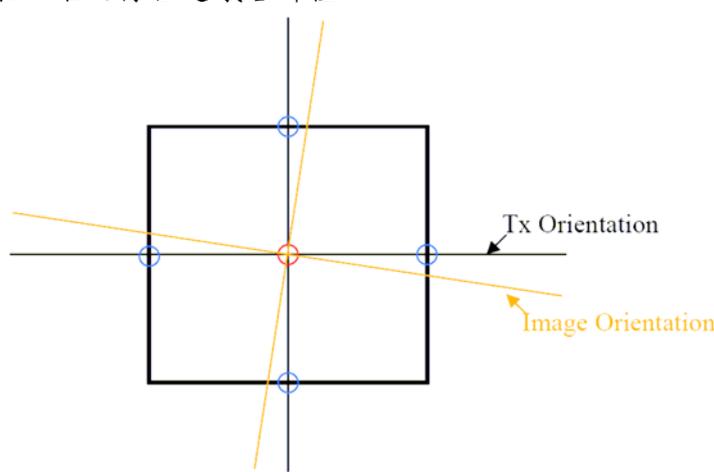


圖二、ISO Cube™ 假體內標誌物的空間大小配置圖 (A)。Catphan 假體 CTP404 區段標誌物的空間大小配置圖 (B) 及 CBCT 影像 (C)。

V. 影像方向準確性

操作程序：

- 1). 放置可於kV (MV) 影像系統成像的假體於治療床上 (例如：QUASAR™ Penta-Guide 或ISO Cube™ 假體或儀器廠商提供之類似設備)，調整假體位置，使光照野十字線與定位雷射對正假體表面之正交座標記號，準確定位假體內幾何中心點標誌物於等中心點位置。
- 2). 啟動成像系統，取得測試假體的 2-D kV (MV) 影像；2-D 取像應至少包含 2 個正交影像 (例如： 0° 及 270°)，分析該影像假體內標誌物正交方向與影像座標軸顯示方向的角度差異 (圖三)。
- 3). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

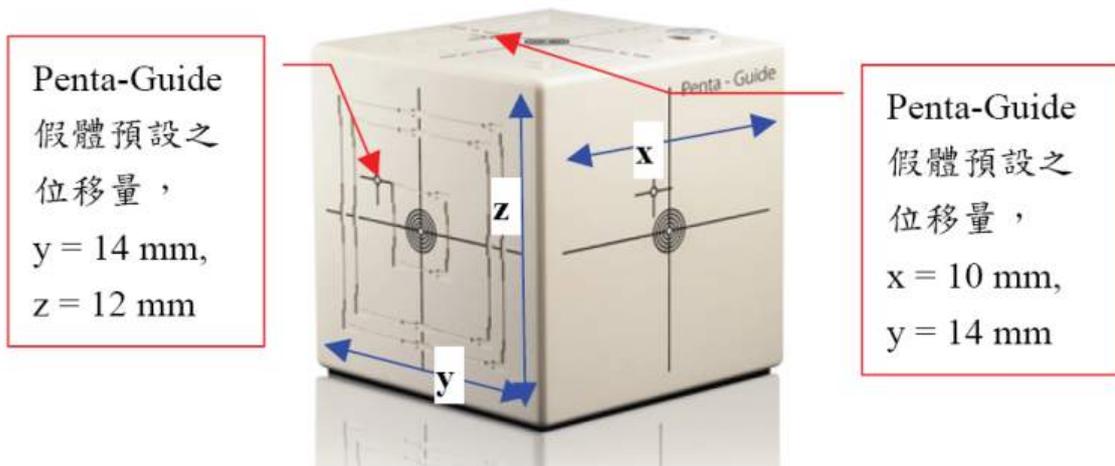


圖三、分析假體內標誌物正交方向與影像座標軸顯示方向的角度差異

VI. 影像導引治療床位移準確性

操作程序：

- 1). 使用可於kV (MV) 影像系統成像的校驗假體 (例如：QUASAR™ Penta-Guide 或ISO Cube™ 假體或儀器廠商提供之類似設備)，建立其治療計畫CT影像。
- 2). 使用此假體 CT 影像於電腦治療計畫系統，以校驗假體預設之位移量 (例如：QUASAR™ Penta-Guide 假體；x 軸：10 mm, y 軸：14 mm, z 軸：12 mm，圖四) 為治療計畫等中心點，建立其治療計畫及 2-D 與 3-D 定位影像。
- 3). 放置此假體於治療床上，調整假體位置，使光照野十字線與定位雷射對正假體表面之正交座標記號，準確定位假體內幾何中心點標誌物於等中心點位置。
- 4). 選擇該假體之治療計畫，啟動影像導引功能。
- 5). 分別以 2-D (kV 及 MV 平面影像) 及 3-D (CBCT) 影像導引功能，執行影像導引定位。
- 6). 依照影像導引定位結果移動治療床。
- 7). 進入治療室，確認及記錄實際假體位移量與預設位移量的差異值。
- 8). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

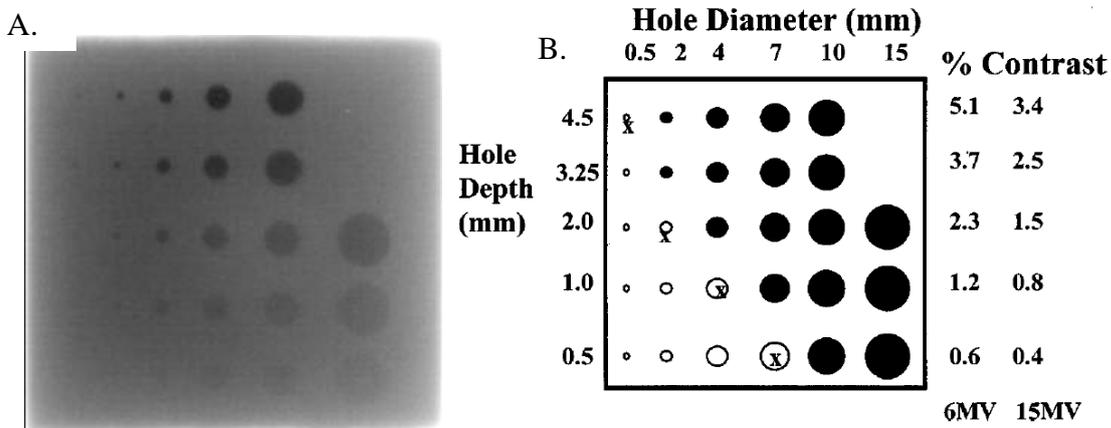


圖四、Penta-Guide 校驗假體預設之位移點及其位移量值。

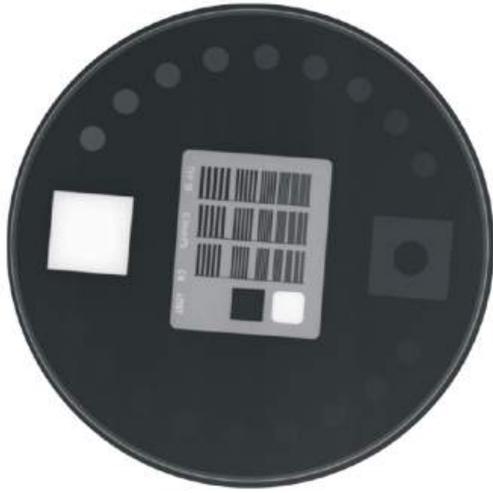
VII. 高對比（空間）解析度

操作程序：

- 1). 使用量測高對比之假體（例如：測試 2-D MV 影像的 Las Vegas 假體、測試 2-D kV 影像的 TOR 18FG 假體、測試 3-D kV-CBCT 影像的 Catphan 假體或儀器廠商提供之類似設備）。
- 2). 放置此假體於適當位置，使假體高對比分析區塊含括於取像範圍中。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 2-D kV（MV、CBCT）影像。CBCT 的取像應包含頭部（head）及軀體（body）影像模式。
- 4). 於臨床作業環境背景光下，辨識假體影像呈現的高對比度 [例如：Las Vegas 假體（圖五），TOR 18FG 假體（圖六）以及 Catphan 504 假體中 CTP528 區段（圖七）的高對比標誌圖譜]。依照測試假體高對比（空間）解析度分析方式（例如：line pairs/cm 或標誌點數），記錄其數值。
- 5). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

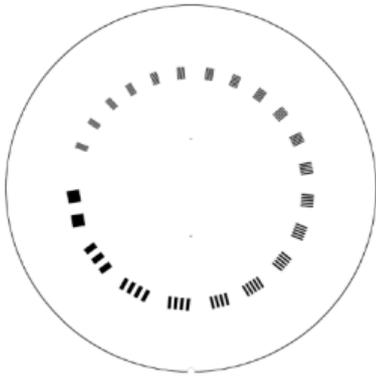


圖五、Las Vegas 假體的 2-D MV 影像（A），假體標誌點的幾何配置及其影像對比度（B）。



圖六、TOR 18FG 假體的 2-D kV 影像，中央區域為影像高對比分析區塊，四周為 18 個直徑 8mm 的低對比偵測物。

CTP528 High resolution module with 21 line pair per cm gauge and point source



圖七、Catphan 504 假體中 CTP-528 區段的高對比影像圖。

VIII. 低對比影像偵測度

操作程序：

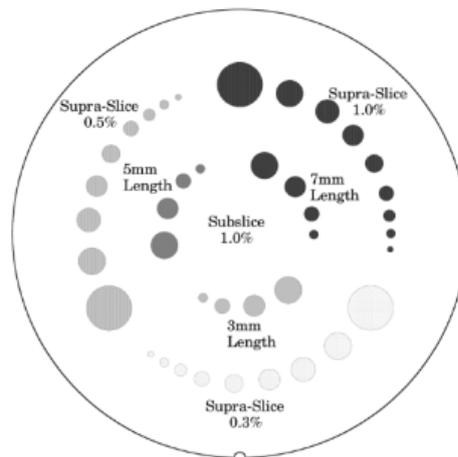
- 1). 使用量測低對比之假體（例如：測試 2-D MV 影像的 Las Vegas 假體、測試 2-D kV 影像的 TOR 18FG 假體、測試 3-D kV-CBCT 影像的 Catphan 假體或儀器廠商提供之類似設備）。
- 2). 放置此假體於適當位置，使假體低對比分析區塊含括於取像範圍中。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 2-D kV (MV、CBCT) 影像。CBCT 的取像應包含頭部 (head) 及軀體 (body) 影像模式。
- 4). 於臨床作業環境背景光下，辨識假體影像呈現的低對比偵測度 [例如：Las Vegas 假體 (圖五)、TOR 18FG 假體 (圖六) 或 Catphan 504 假體中 CTP-515 區段 (圖八) 的低對比標誌圖或 Catphan 503 假體中 CTP404 區段 (圖九)]，依照測試假體低對比偵測度分析方式，記錄其數值。若使用 Elekta XVI 系統，低對比影像偵測度以 Catphan 503 假體中 CTP-404 區段取像，低對比偵測度計算公式及計算方式如下：

$$\text{Low contrast visibility (\%)} = \frac{(CT_{\text{polystyrene}} - CT_{\text{LDPE}})/10}{\left\{ \frac{(\text{Mean}_{\text{polystyrene}} - \text{Mean}_{\text{LDPE}})}{(\text{SD}_{\text{polystyrene}} + \text{SD}_{\text{LDPE}})/2} \right\}}$$

$CT_{\text{polystyrene}} = -35$, $CT_{\text{LDPE}} = -100$, $\text{Mean}_{\text{polystyrene}}$ 及 $\text{Mean}_{\text{LDPE}}$ 分別為XVi系統量測 polystyrene及LDPE區域的平均像素值 (pixel value)。 $\text{SD}_{\text{polystyrene}}$ 及 SD_{LDPE} 分別為其標準差。

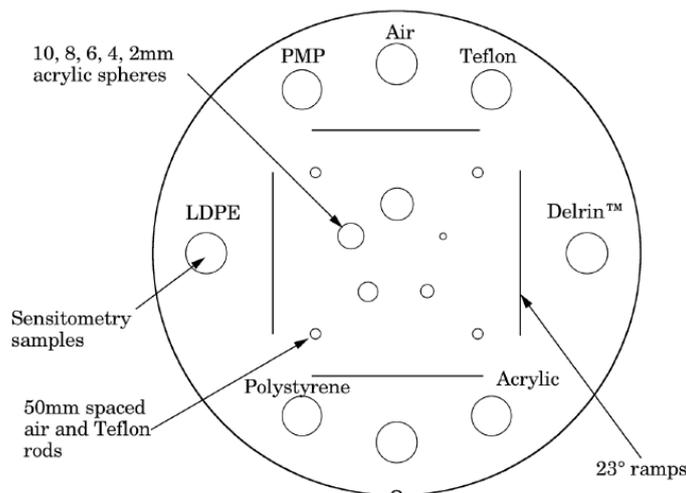
5). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

CTP515 low contrast module with supra-slice and subslice contrast targets



圖八、C a t p h a n 504 假體中 CTP-515 區段的低對比影像圖。

CTP404 Module with slice width, sensitometry and pixel size



圖九、C a t p h a n 504 (503) 假體中 CTP-404 區段的不同材質測試物圖。

IX. CBCT 影像均勻度及雜訊評估

操作程序：

- 1). 使用量測影像均勻度之假體（例如：均質水假體或 Catphan 假體或儀器廠商提供之類似設備）。
- 2). 放置此假體於適當位置，使假體量測影像均勻度之區塊含括於取像範圍中。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 CBCT 影像。CBCT 的取像應包含頭部（head）及軀體（body）影像模式。
- 4). 影像均勻度：
 - (1) 將取得影像組選取厚度中間的影像進行評估，分別放置面積約 400 mm²之 ROI（region of interest）於假體影像中央、3 點鐘、6 點鐘、9 點鐘及 12 點鐘之位置（每次測試每個 ROI 位置需相同，建議方法：開啟 Grid 功能由邊緣向內約 2 cm 處）（圖十）。
 - (2) 比較周邊 4 個位置 ROI 所測得各自的平均 CT 值與中央 ROI 的平均 CT 值之差異。若使用 Elekta XVi 系統，因 ROI 所測得數據為像素值，影像均勻度計算公式如下：

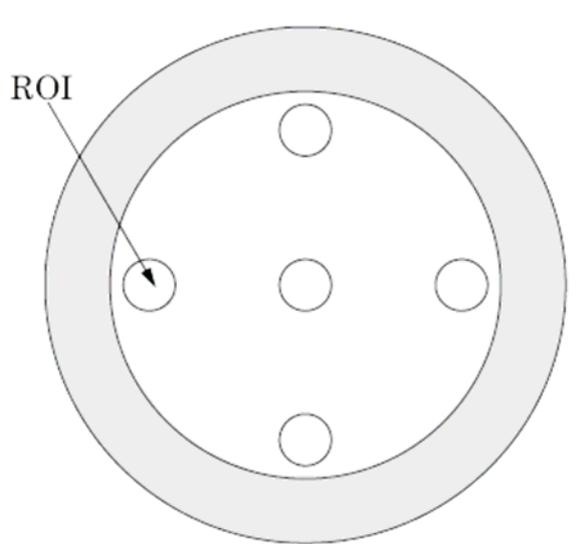
$$\text{Uniformity} = \frac{\text{Mean}(\text{high}) - \text{Mean}(\text{low})}{\text{Mean}(\text{high})}$$

Mean(high) 及 Mean(Low) 分別為 XVi 系統量測均質假體各 ROI 位置的最大與最小平均像素值。

- 5). 影像雜訊：

放置面積約 400 mm²之 ROI 於所得假體影像正中央，測量其 CT 值（或像素值）之標準差以做為雜訊之評估。

- 6). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。



圖十、均質水假體或 Catphan 假體均質區段掃描影像 ROI 建議圈選位置。

X. CBCT 影像 CT 值準確性

操作程序：

- 1). 使用至少含有 5 種以上已知材質及成分之物體製成之測試假體（例如：Catphan 假體或儀器廠商提供之類似設備）。所含測試物至少應有能代表空氣、水、與 CT 值 800 以上的物質。
- 2). 放置此假體於治療床上，調整假體位置，使假體含不同材質之區塊含括在掃描範圍中。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 CBCT 影像。CBCT 的取像應包含頭部（head）及軀體（body）影像模式。
- 4). 使用每一 ROI 需包含至少 25 個以上之像素（Pixel）或直徑至少需 1 cm 以上或包含測試物質 80% 的截面積之圓型區域在各特定物質內測量平均 CT 值（圖九）。
- 5). 分析並記錄其平均 CT 值。
- 6). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

(2) 電腦斷層治療機

3D 錐形電腦斷層影像（3D MVCT）

I. 影像與治療座標中心一致性

操作程序：

- 1). 放置可於 MVCT（megavoltage computed tomography）影像系統成像的假體於治療床上（例如：ISO Cube™ 假體或儀器廠商提供之類似設備），調整假體位置，使定位雷射（green laser）對正假體表面之正交座標記號。
- 2). 啟動成像系統取得假體 MVCT 影像，分析該影像假體內幾何中心點標誌物與影像座標中心點的差異（圖一）。
- 3). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

II. 影像比例準確性

操作程序：

- 1). 放置可於 MVCT 影像系統成像的假體於治療床上（例如：ISO Cube™ 假體或儀器廠商提供之類似設備），調整假體位置，使定位雷射（green laser）對正假體表面之正交座標記號。
- 2). 啟動成像系統取得假體 MVCT 影像，分析該影像假體內標誌物幾何空間大小比例與影像座標顯示比例的差異（圖二）。
- 3). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

II. 影像方向準確性

操作程序：

- 1). 放置可於 MVCT 影像系統成像的假體於治療床上（例如：ISO Cube™ 假體或儀器廠商提供之類似設備），調整假體位置，使定位雷射對正假體表面之正交座標記號。
- 2). 啟動成像系統取得假體 MVCT 影像，分析該影像假體內標誌物正交方向與影像座標軸顯示方向的角度差異（圖三）。
- 3). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

III. 影向導引治療床位移準確性

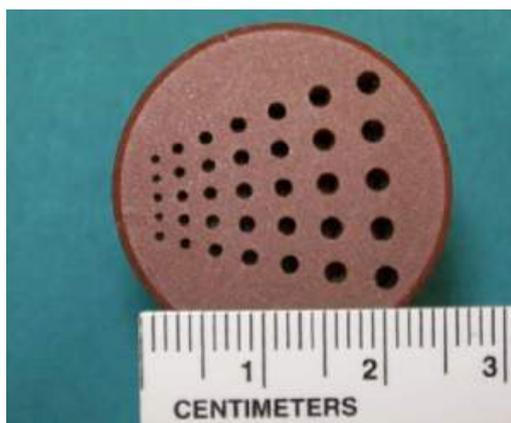
操作程序：

- 1). 使用可於MVCT影像系統成像的位置校驗假體（例如：ISO Cube™ 假體或Cheese phantom或儀器廠商提供之類似設備），建立其治療計畫CT影像。
- 2). 使用此假體 CT 影像於治療計畫系統，以假體幾何中心點為治療等中心點建立其治療計畫及 3-D 定位影像。
- 3). 放置此假體於治療床上，調整假體位置，使定位雷射（green laser）偏離假體表面正交座標記號一預設量（例如：x, y, z 軸分別偏離 15mm）。
- 4). 選擇該假體之治療計畫，啟動影像導引功能。
- 5). 以 MVCT 影像導引功能，執行影像導引定位。
- 6). 依照影像導引定位結果移動治療床。
- 7). 進入治療室，確認假體中心點（x, y, z 軸）與等中心位置的座標差異值。
- 8). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

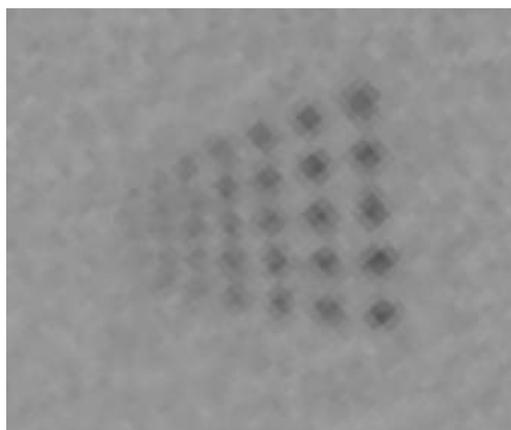
IV. 高對比（空間）解析度

操作程序：

- 1). 使用量測高對比假體 [例如：插入測試高對比插柙的 Cheese phantom（圖十一）或儀器廠商提供之類似設備]。
- 2). 放置此假體於治療床上，調整假體位置，使假體高對比分析區塊含括在 MVCT 掃描範圍中。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像（圖十二）。
- 4). 於臨床作業環境背景光下，辨識假體影像呈現的高對比度，依照測試假體高對比（空間）解析度分析方式（例如：標誌點數），記錄其數值。
- 5). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。



圖十一、可插入 Cheese phantom 預留孔洞的高對比測試插柙。



圖十二、Cheese phantom 高對比測試插柙 MVCT 影像圖。

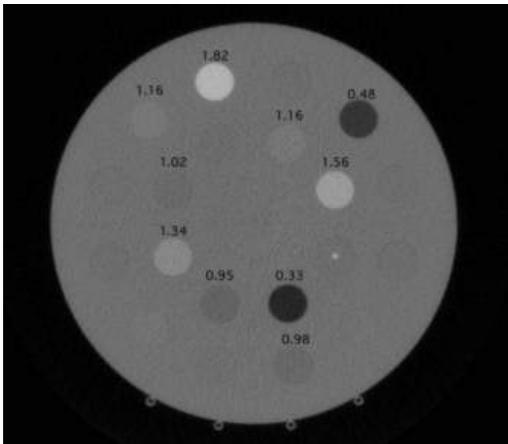
VI. 低對比影像偵測度

操作程序：

- 1). 使用量測低對比假體 [例如：插入多種不同密度低對比測試插柙的 Cheese phantom (圖十三) 或儀器廠商提供之類似設備]。
- 2). 放置此假體於治療床上，調整假體位置，使假體低對比分析區塊含括在 MVCT 掃描範圍中。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像 (圖十四)。
- 4). 於臨床作業環境背景光下，辨識假體影像呈現的低對比物影像，依照測試假體低對比影像偵測度分析方式 (例如：標誌物可辨識數)，記錄其數值。
- 5). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。



圖十三、插入多種不同密度低對比測試插柙的 Cheese phantom。



圖十四、插入多種不同密度低對比測試插柙的 Cheese phantom MVCT 影像圖。

VII. MVCT 影像均勻度及雜訊評估

操作程序：

- 1). 使用量測影像均勻度之假體 (例如：均質水假體或 Cheese phantom 或儀器廠商提供之類似設備)。
- 2). 放置此假體於治療床上，調整假體位置，使假體幾何中心位於等中心位置。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像。
- 4). 影像均勻度：
 - (1) 將取得影像組選取厚度中間的影像進行評估，分別放置面積約 400 mm^2 之 ROI 於

假體影像中央、3 點鐘、6 點鐘、9 點鐘及 12 點鐘之位置（每次測試每個 ROI 位置需相同，建議方法：開啟 Grid 功能由邊緣向內約 2 cm 處）（圖十）。

(2) 比較周邊 4 個位置 ROI 所測得各自的平均 CT 值與中央 ROI 的平均 CT 值之差異。

5). 影像雜訊：

放置面積約 400 mm²之 ROI 於所得假體影像正中央，測量其 CT 值之標準差以做為雜訊之評估。

6). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

VIII. MVCT 影像 CT 值準確性

操作程序：

- 1). 使用至少含有 5 種以上已知材質及成分之物體製成之測試假體（例如：插入多種不同密度測試插柙的 Cheese phantom（圖十三）或儀器廠商提供之類似設備）。所含測試物至少應有能代表空氣、水、與 CT 值 800 以上的物質。
- 2). 放置此假體於治療床上，調整假體位置，使假體含不同材質之區塊含括在掃描範圍中。
- 3). 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像。
- 4). 使用每一 ROI 需包含至少 25 個以上之像素（Pixel）或直徑至少需 1 cm 以上或包含測試物質 80% 的截面積之圓型區域在各特定物質內測量平均 CT 值。
- 5). 分析並記錄其平均 CT 值。
- 6). 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

3、分析上述檢查結果並參考文獻資料，製訂適用於國內醫療院所使用之低能量影像導引系統品保作業導則。

肆、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

1. 治療單位及其設備資料彙整更新

彙整治療單位及其設備資料，更新 104 年度蒐集資料。內容包括：工作單位名稱，工作單位編號，地址，電話，設備類別，設備/物質執照號碼，有效日期(撤廢日期,停用截止日期,查封日期)，廠牌，型號，序號，持有目的，裝設日期，光子射束能量，電子射束能量，MLC 型號，MLC 最大寬度(cm，於等中心處)，MLC 最小寬度(cm，於等中心處)，IGRT 系統型號，劑量校驗方法，劑量校驗假體，光子射束劑量校驗條件，電子射束劑量校驗條件，射束平坦性與對稱性校驗設備，電腦治療計畫系統，Beam data (自行量測或使用原廠提供資料)，此設備品保作業人數，工作單位醫學物理師人數，醫學物理學會甄審及格醫學物理師人數，平均每日服務病人量，平均執行每月品保作業所需時間。

彙整本計畫執行之全國治療設備；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，其數量台數及分布區域資料列示於表一。依治療資源分析，以台灣 2 千 3 百萬人口計算，包含近接治療設備，治療設備資源約為 8.6 台/百萬人，若僅考慮遠隔治療設備，遠隔治療設備資源約為 7.0 台/百萬人。

表一、本計畫受檢設備數量及其分布區域

	Linac	Gamma	Brach	Tomo	Cyber	合計
北區	51	2	15	11	4	83
中區	30	3	9	4	0	46
南區	45	2	11	4	2	64
東區	3	1	1	0	0	5
合計	129	8	36	19	6	198

2. 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。

在輸出劑量準確性的部分，圖十五呈現本年度計畫執行醫用直線加速器光子與電子射束輸出劑量準確性檢查結果統計，光子射束能量主要為 6 及 10 MV，電子射束能量則主要

為 6、9、12 及 15 MeV，訪查結果顯示超過 74% 以上的檢查射束輸出劑量準確性在 1% 以內。圖十六呈現本年度計畫執行電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀輸出劑量準確性校驗的訪查結果統計，資料顯示電腦刀在該項校驗有顯著優於電腦斷層治療機及加馬刀的表現。

在射束能量準確性校驗的部分，圖十七為本年度計畫執行醫用直線加速器光子與電子射束輸出能量準確性校驗的檢查結果統計，光子射束的能量準確性明顯較電子射束好，接近 95% 以上的光子射束輸出能量準確性在 1% 以內。圖十八為本年度計畫執行電腦斷層治療機及電腦刀輸出能量準確性校驗的檢查結果。

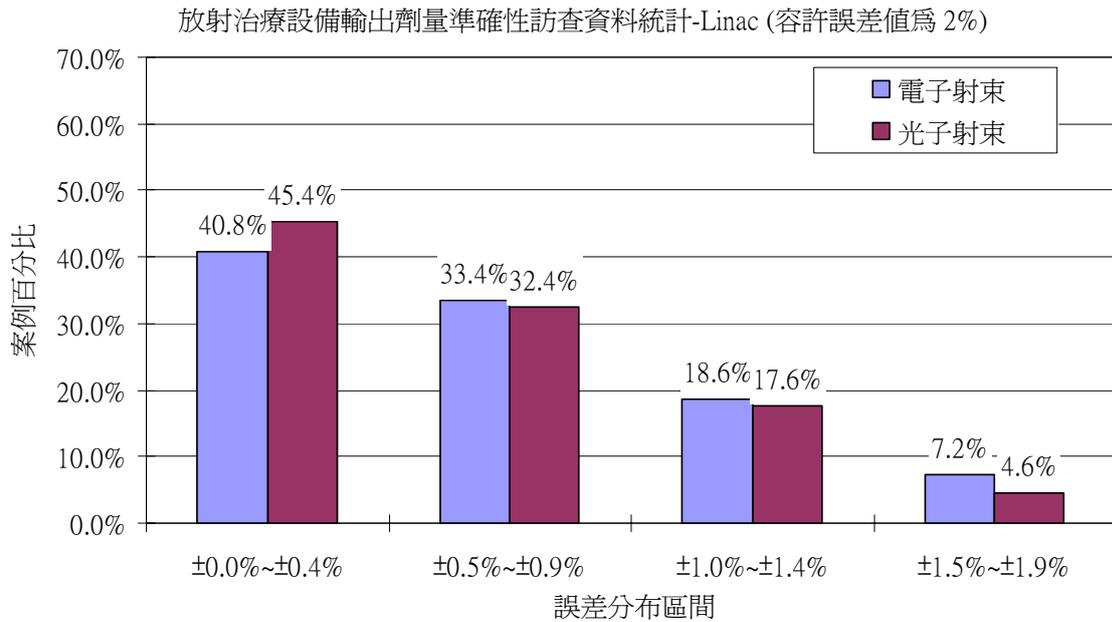
在射束剖面劑量分布校驗的部分，圖十九及圖二十分別為本年度計畫執行醫用直線加速器光子與電子射束平坦度一致性與對稱性的檢查結果。針對新型醫用直線加速器無整平濾片 (flattening filter free, FFF) 射束的剖面劑量分布品保校驗，現有品保法並未建立其剖面劑量分布斜率校驗方法及其計算公式，因此本研究仍以平坦度一致性校驗方式執行。電腦斷層治療機的射束剖面品質校驗使用水假體以游離腔掃描參考深度下，不同剖面軸向、不同照野大小而得到量測資料，在本年度檢查的資料顯示，Y 軸射束剖面品質在照野 50、25 及 10 mm 下，劑量分布值一致性差異皆小於 2%，劑量位置一致性差異則依上述照野大小分別小於 0.5、0.25 及 0.1 mm。X 軸射束剖面品質在各照野大小則皆滿足劑量一致性差異小於 2% 及位置一致性差異小於 1.0 mm 的要求，品質管控良好。相較於醫用直線加速器或電腦斷層治療機具有較大的治療範圍，電腦刀以錐筒 (cone) 規範照射範圍，在射束平坦度一致性與對稱性的品質表現上相對穩定許多，本年度計畫該項目檢查的結果皆在 1.0% 以下。

在機械運動校驗的部分，本年度計畫電腦斷層治療機及電腦刀治療床的垂直升降、前進後退移動準確性及水平度測試的檢查資料顯示，其移動準確度皆小於 1.0 mm，水平差異也小於 1 度，機械運動特性品質良好。

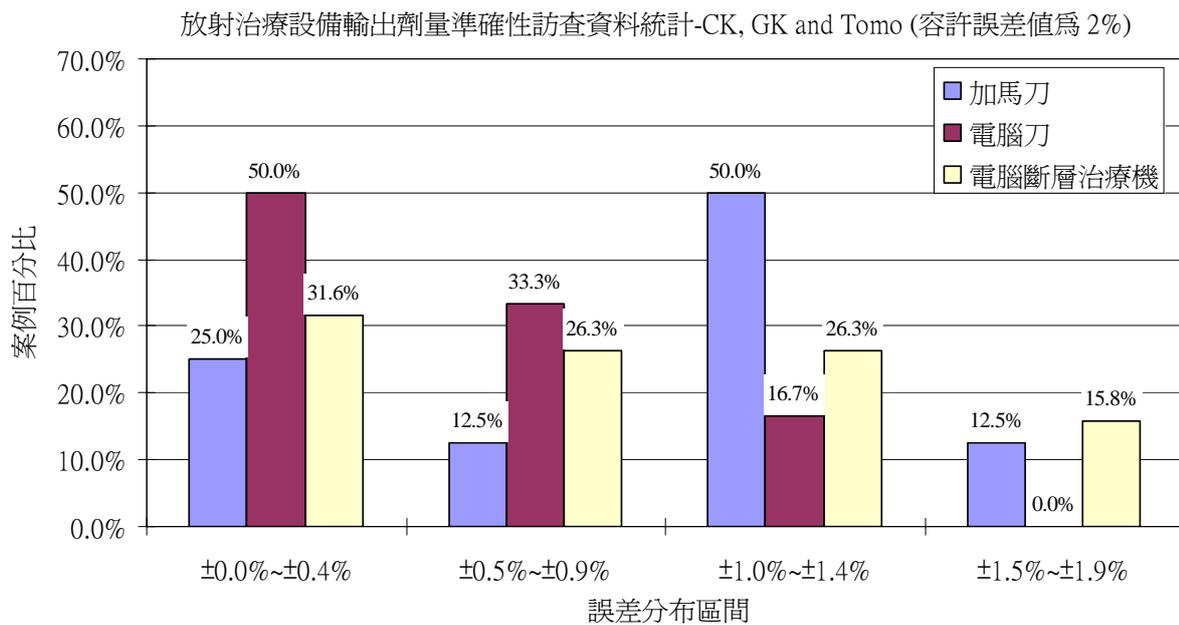
在加馬刀輻射與機械中心點吻合測試的部分，本年度檢查的結果顯示其差異皆在 0.3 mm 以下，而計時器準確性校驗，其差異也皆在 0.01 min 以內。

在電腦刀影像導引系統準確性校驗的部分，本年度計畫檢查的結果顯示其差異皆小於 1.0 mm。

在遙控式後荷近接治療機品保檢查的部分，輻射源強度的一致性校驗皆在 1% 以內，新裝射源的輻射源強度校驗實測值皆在 5% 以內。輻射源停留位置差異皆在 1mm 以內，輻射源停留時間及輻射源傳輸速率誤差則皆小於 1 sec。受檢項目皆符合「輻射醫療曝露品質保證標準」的規定。

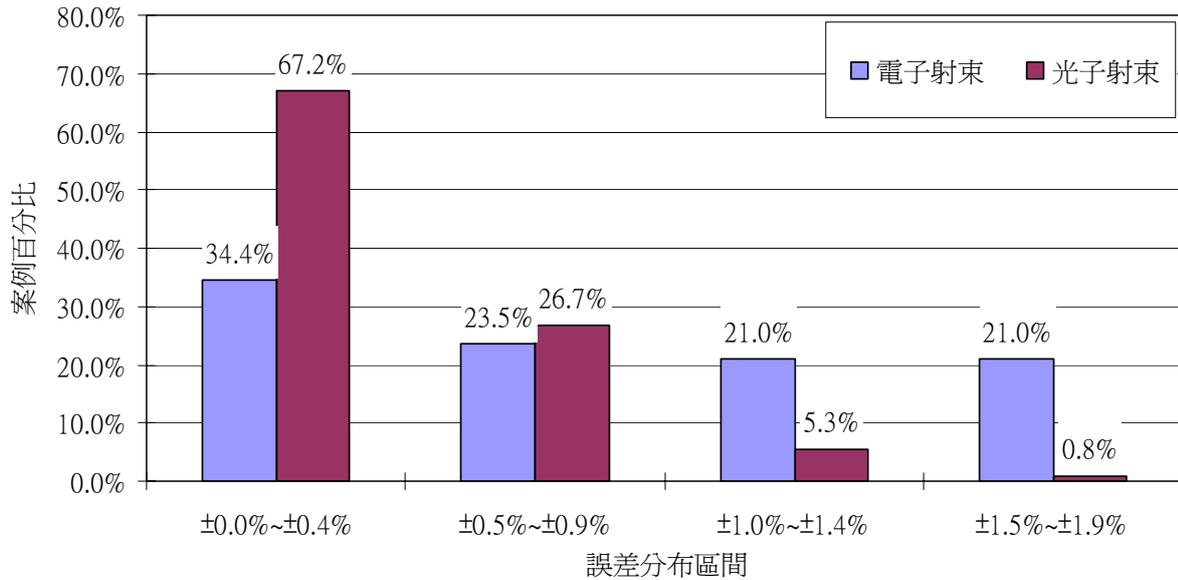


圖十五、105 年度醫用直線加速器光子與電子射束輸出劑量準確性校驗檢查結果



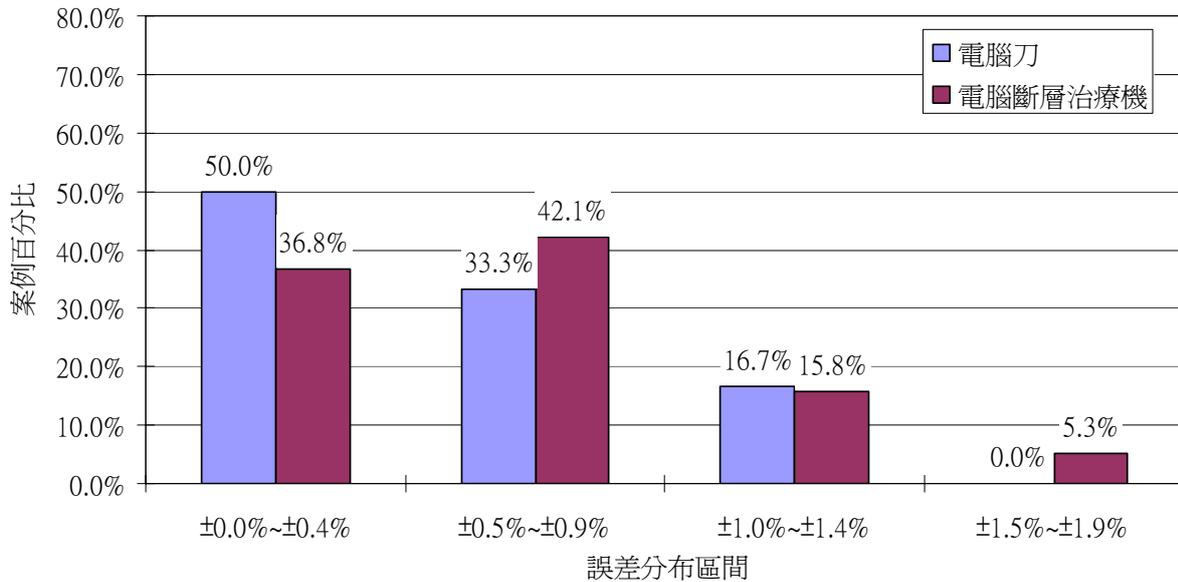
圖十六、105 年度電腦斷層治療機 (Tomo)、電腦刀 (CK) 及加馬刀 (GK) 輸出劑量準確性校驗檢查結果

放射治療設備射束輸出能量準確性訪查資料統計-Linac (容許誤差值為 2%)

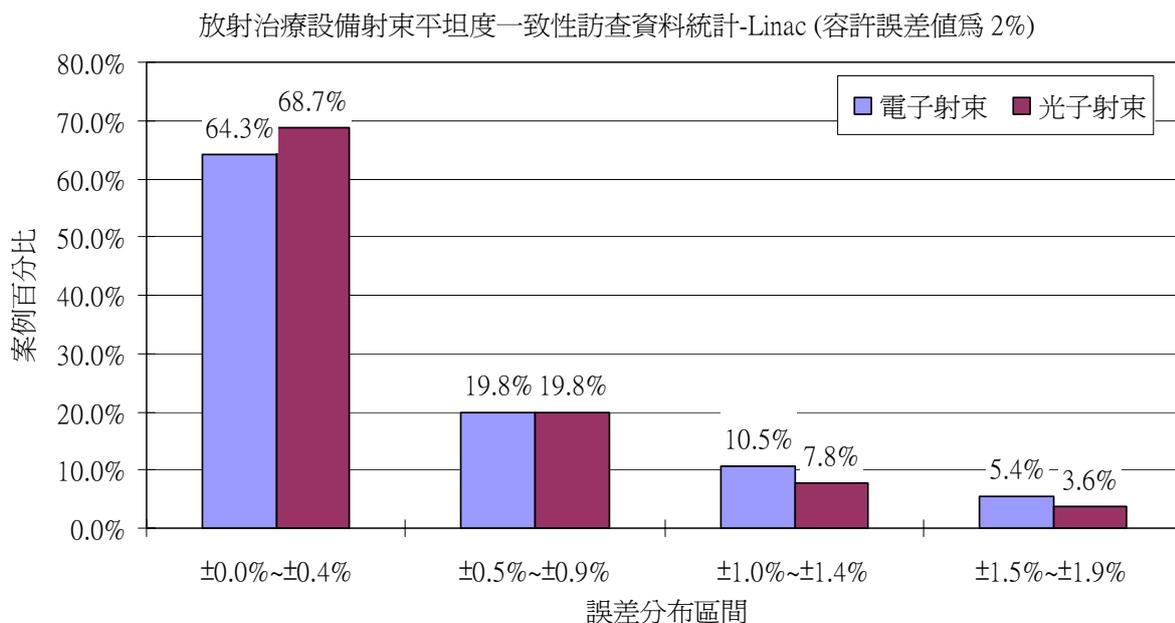


圖十七、105 年度醫用直線加速器光子與電子射束輸出能量準確性校驗檢查結果

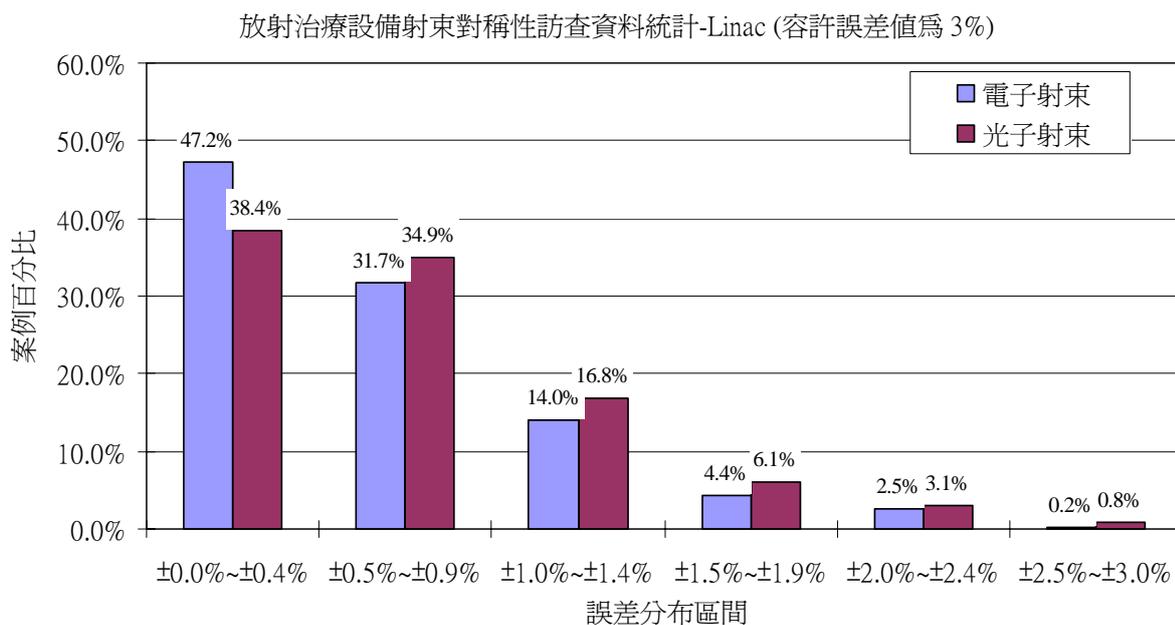
放射治療設備射束輸出能量準確性訪查資料統計-CK and Tomo (容許誤差值為 2%)



圖十八、105 年度電腦斷層治療機及電腦刀射束輸出能量準確性校驗檢查結果



圖十九、105 年度執行醫用直線加速器光子與電子射束平坦度一致性的檢查結果



圖二十、105 年度執行醫用直線加速器光子與電子射束對稱性的檢查結果

表二顯示醫用直線加速器各種機型在全國各區域分布的情形。因應越來越複雜的治療技術，新型加速器在控制元件的設計也越趨嚴格，所表現出來的射束品質與機械運動位置的準確性也越高。而國內使用的醫用直線加速器治療機主要分為 Varian 及 Elekta 兩大廠牌，而主要的機型為 Elekta SYNERGY 與 Varian CLINAC iX。其表現出來的射束特性與機械運動準確性也有不同。藉由資料庫的建立，可以分析此兩大治療機系統在國內的使用分布情

形，同時瞭解在品保作業上的表現差異。至於遙控式後荷近接治療機國內使用的主要是 Nucletron MicroSelectron 的系統，佔有近 78%，其餘單位所使用的設備則為 Varian GammaMed 或 MDS NORDION 的系統。

表三顯示針對品保作業劑量量測設備及校驗方法的統計分析資料。此表顯示雖然 TG-21 號報告發表於 1983 年，但是國內大多數的醫院仍採用此報告所述的方法執行劑量校驗的工作。然而比較 104 年與 105 年的資料顯示，北部地區醫院已有較多單位使用 1999 年發表的 TG-51 報告，此趨勢與美國相仿，參考較為近期發表的劑量校驗議定書，諸如 AAPM TG-51 及 IAEA TRS-398 為提高劑量校驗的準確性，減少不確定性，皆以水作為量測劑量的介質，在表三中也可發現國內劑量校驗假體使用的情形非常多樣，因此，若積極鼓勵國內臨床單位依循 TG-51 或 TRS-398 執行劑量校驗，同時以固態假體執行例行輸出劑量一致性校驗，則可降低劑量校驗的不確定性，同時可以避免因為使用不同形式固態假體執行劑量校驗而造成的誤差。由於 TG-21 的使用程序較為複雜，本研究資料庫的建立可以協助臨床單位更準確的使用各種校驗方法，同時在進行送審資料查驗時，也能迅速的比對使用相同設備及相同校驗方法的臨床單位的數據，更有效的確保查驗資料的正確性。

此外，表三呈現國內醫療單位醫用直線加速器影像導引 (IGRT) 系統的配置狀況，顯示約有 27% 的醫用直線加速器僅使用治療射束的照野驗證影像系統 (electronic portal imaging device)，未配置放射治療使用之低能量 X 光影像導引成像系統。

表三同時也呈現放射治療單位電腦治療計畫系統 (TPS)、Beam data 來源及專業工作人員的資料。放射治療的流程中，TPS 扮演極為重要的角色，尤其在放射治療進入強度調控的時代，照射到病患的輻射劑量分布必須倚重 TPS 做出準確的計算，而 TPS 執行劑量計算必須藉由輸入正確且完整的射束資料 (beam data) 才能建立計算模組，進而做出正確的計算。本計畫蒐集全國使用 TPS 系統及 beam data 來源的資料，在電腦治療計畫系統的劑量驗證與分析工作時，將可以作為實測比對分析的重要資料。在品保作業專業工作人員的分析，由於放射治療設備每月與年度品保測試主要是由醫學物理師執行，由表四統計的數據仍可以看出醫學物理師人力仍呈現不足的情形，尤其通過醫學物理學會所辦之甄審考試的物理師在醫療單位所佔的比例仍有待提升。若以遠隔治療設備數目對應物理師人數作分析，國內超過半數的醫療單位一台遠隔治療設備僅配置一位物理師，在治療技術越趨複雜，品保作業要求越趨嚴格的階段，品保專業人力的配置仍有待提升。

表二、醫用直線加速器各種機型在全國各區域分布的情形(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 = 69)	Axesse	1	1	3	0
	PRECISE SLI	2	1	10	1
	SYNERGY	22	9	12	1
	Infinity	1	0	1	0
	VERSA HD	1	1	1	0
SIEMENS (總數 = 2)	ONCOR	0	1	0	0
	PRIMUS	0	0	0	0
	MEVATRON M2	0	1	0	0
VARIAN (總數 = 58)	2100CD	0	0	2	0
	CLINAC 21EX	0	5	3	0
	CLINAC 6EX	2	1	0	0
	CLINAC 600C	0	0	1	0
	CLINAC IX	14	5	10	0
	Trilogy	1	2	1	1
	TrueBeam	4	0	0	0
	TrueBeam STx	1	2	0	0
	Unique	1	1	1	0
BRAINLAB (總數 = 1)	NOVALIS	1	0	0	0
總數小計		51	30	45	3

表三、醫用直線加速器劑量校驗方法、條件與校驗假體在各區域使用情形統計表

			各地區劑量校驗方法與設備使用數目分佈 (數量, 百分比)							
	校驗方法與設備	百分比	北區		中區		南區		東區	
劑量校驗方法	TG-21	71%	23	18%	23	18%	42	33%	3	2%
	TG-51	29%	28	22%	7	5%	3	2%	0	0%
劑量校驗假體	polystyrene	11%	4	3%	1	1%	7	5%	2	2%
	RW3	55%	27	21%	15	12%	28	22%	1	1%
	plastic water	13%	5	4%	9	7%	3	2%	0	0%
	standard grade solid water	10%	6	5%	4	3%	3	2%	0	0%
	water	5%	3	2%	1	1%	3	2%	0	0%
	White Polystyrene	5%	6	5%	0	0%	0	0%	0	0%
SCD (cm)	100	91%	43	33%	26	20%	45	35%	3	2%
	SSD+dmax	9%	7	5%	4	3%	0	0%	0	0%
	110	1%	1	1%	0	0%	0	0%	0	0%
電子射束劑量校驗照野大小 (cm)	10 cone	31%	6	5%	7	6%	22	19%	1	1%
	14 cone	31%	19	16%	7	6%	9	8%	1	1%
	15 cone	38%	20	17%	13	11%	10	9%	1	1%
IGRT 系統	XVI	39%	24	19%	11	9%	14	11%	1	1%
	OBI	33%	19	15%	9	7%	13	10%	1	1%
	ExacTrac	1%	1	1%	0	0%	0	0%	0	0%
	EPID only	27%	7	5%	9	7%	18	14%	1	1%
電腦治療計畫系統	Eclipse	43%	24	18%	13	10%	16	12%	3	2%
	Pinnacle	51%	22	17%	14	11%	30	23%	1	1%
	iPlan	1%	1	1%	0	0%	0	0%	0	0%
	Xio	2%	2	2%	0	0%	0	0%	0	0%
	Monaco	2%	2	2%	0	0%	0	0%	0	0%
	Plato	2%	1	1%	0	0%	1	1%	0	0%
	Panther	1%	0	0%	1	1%	0	0%	0	0%
Beam data	原廠提供	23%	11	8%	7	5%	10	8%	2	2%
	自行量測	77%	40	31%	21	16%	37	28%	2	2%

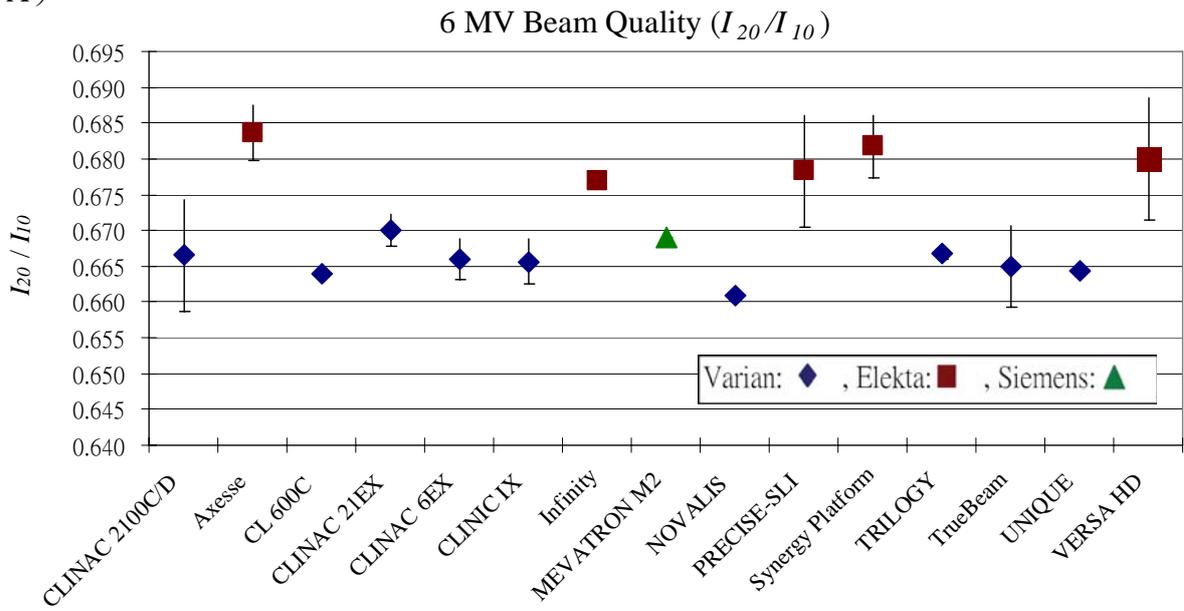
註：光子射束劑量校驗照野大小皆使用 10x10 (cm)；SCD = 射源至劑量校正點的距離 (source to calibration point doista

表四、醫療單位配置醫學物理專業人員數統計表（單位：醫院家數）

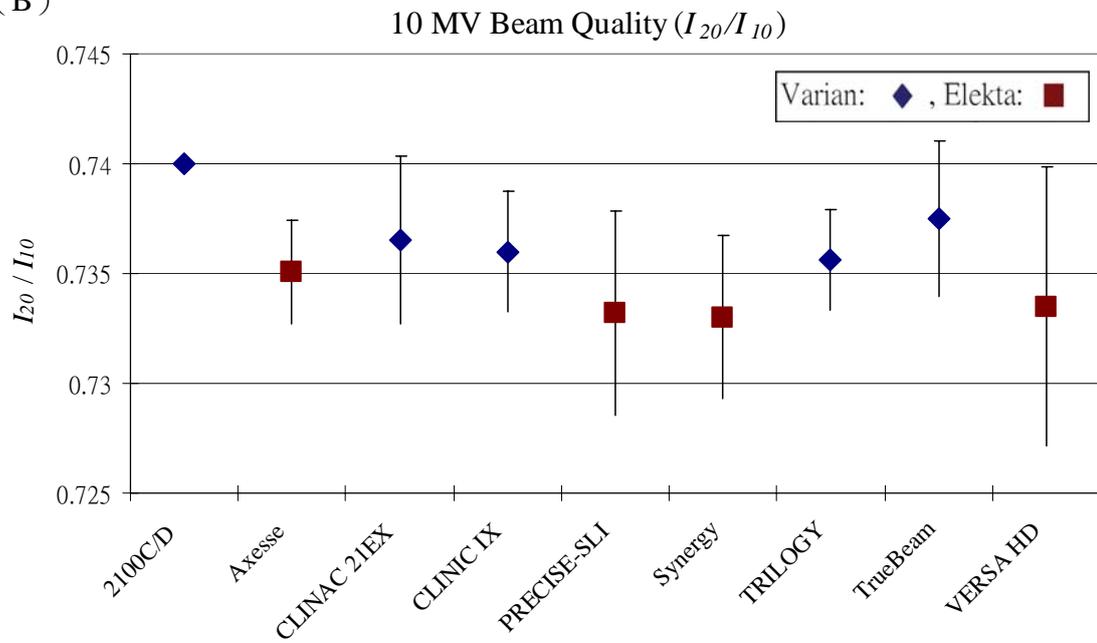
		各地區醫療單位具有醫學物理專業人員的數量分佈			
	人數分佈	北區	中區	南區	東區
醫學物理師人數 / 醫療單位	0	0	1	1	1
	1	8	12	10	1
	2	6	2	5	0
	3~5	9	3	7	1
	6~8	3	0	1	0
	>8	2	1	0	0
甄審及格醫學物理師人 數 / 醫療單位	0	8	11	9	2
	1	7	4	6	0
	2	5	2	6	0
	3~5	7	2	2	1
	6~8	0	0	1	0
	>8	1	0	0	0
醫學物理師人數 / MV治療機台數	< 1	2	4	6	1
	1	8	14	12	1
	≥1&<2	9	1	4	1
	≥2&<3	8	0	2	0
	≥3	1	0	0	0

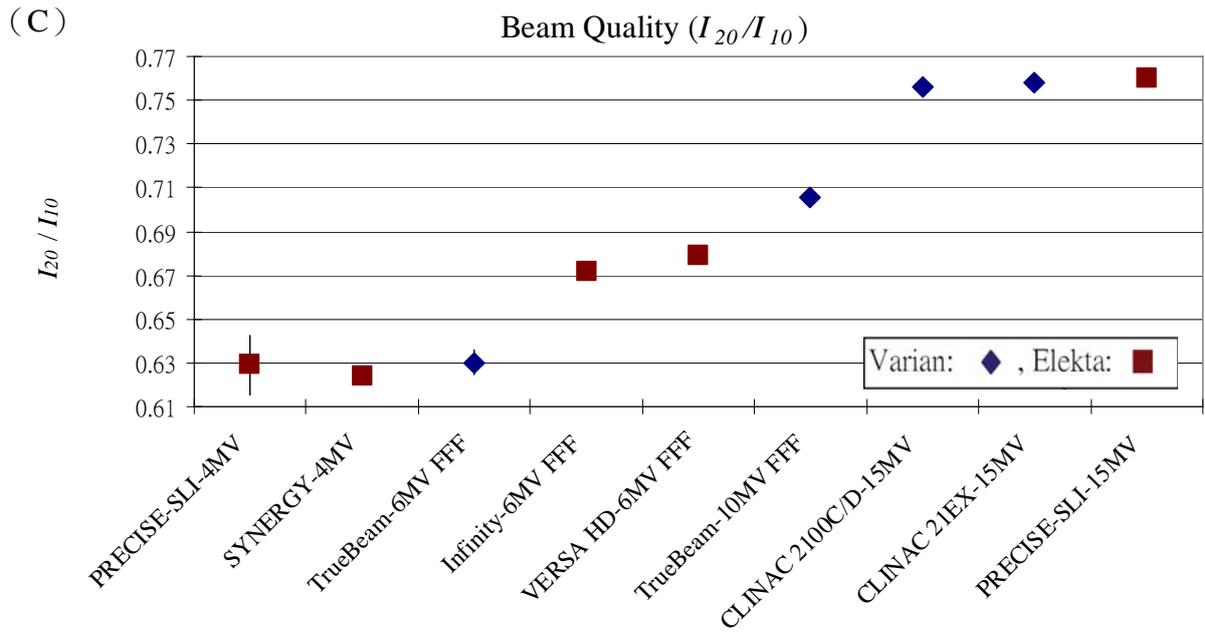
圖二十一與二十二分別呈現醫用直線加速器各機型射束能量[(I_{20}/I_{10}) 與 $\%dd(10)_x$]的分析資料。藉由此分析資料可以瞭解各機型產生的射束能量的平均值與標準差，一方面瞭解各機型在射束能量的一致性表現，同時對於新機裝設審查時提供重要的參考資料。

(A)

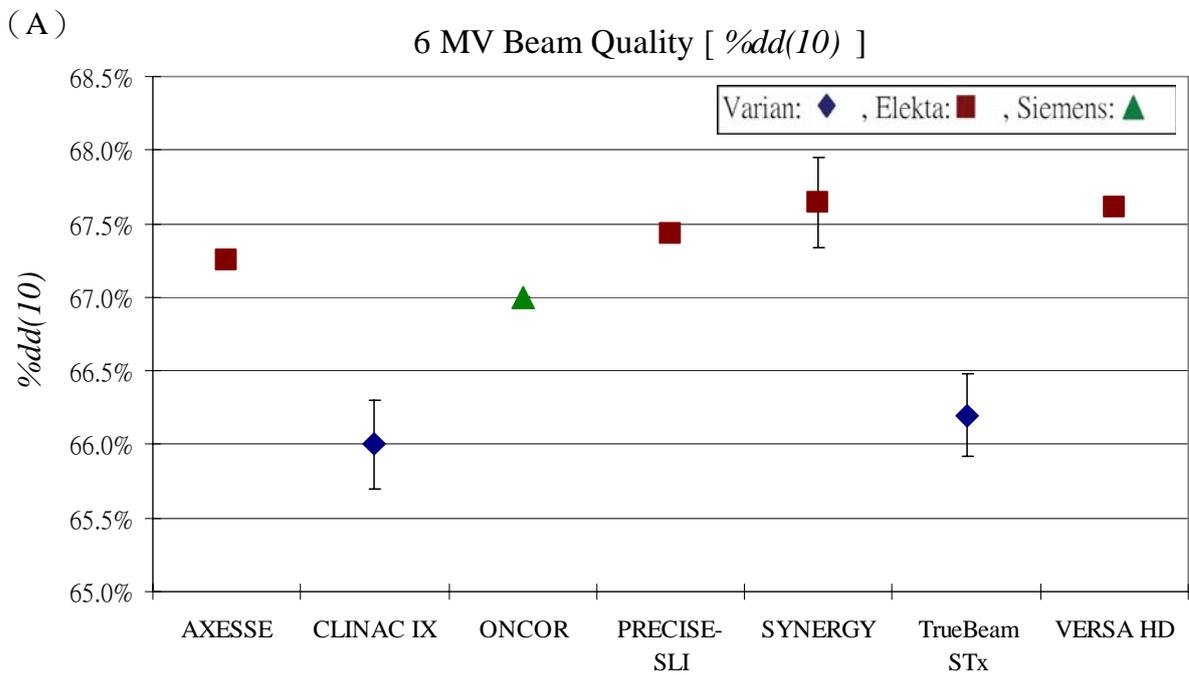


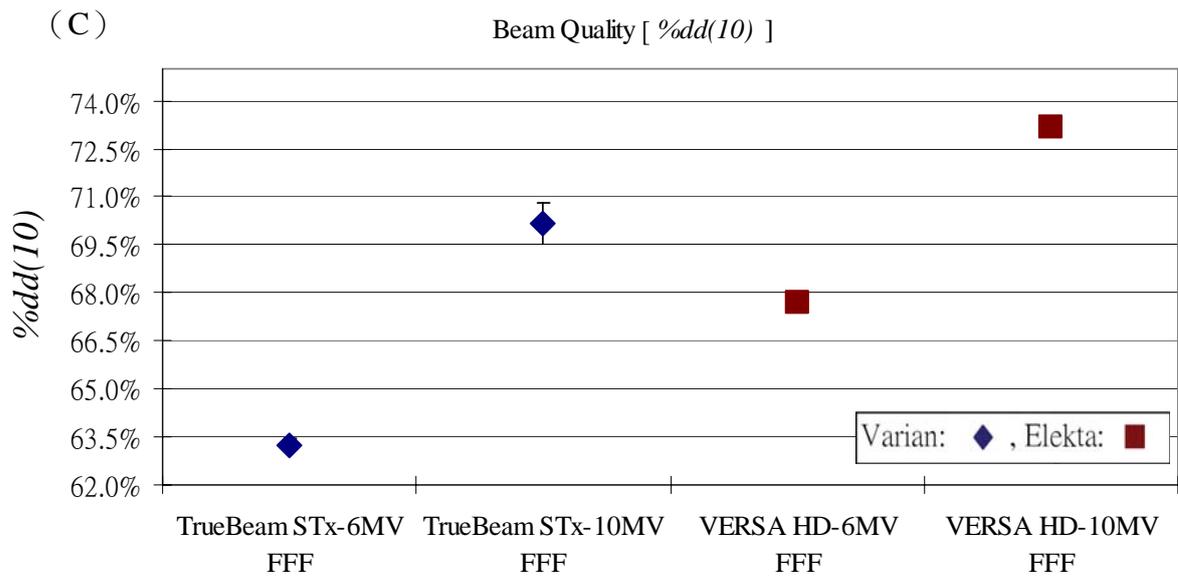
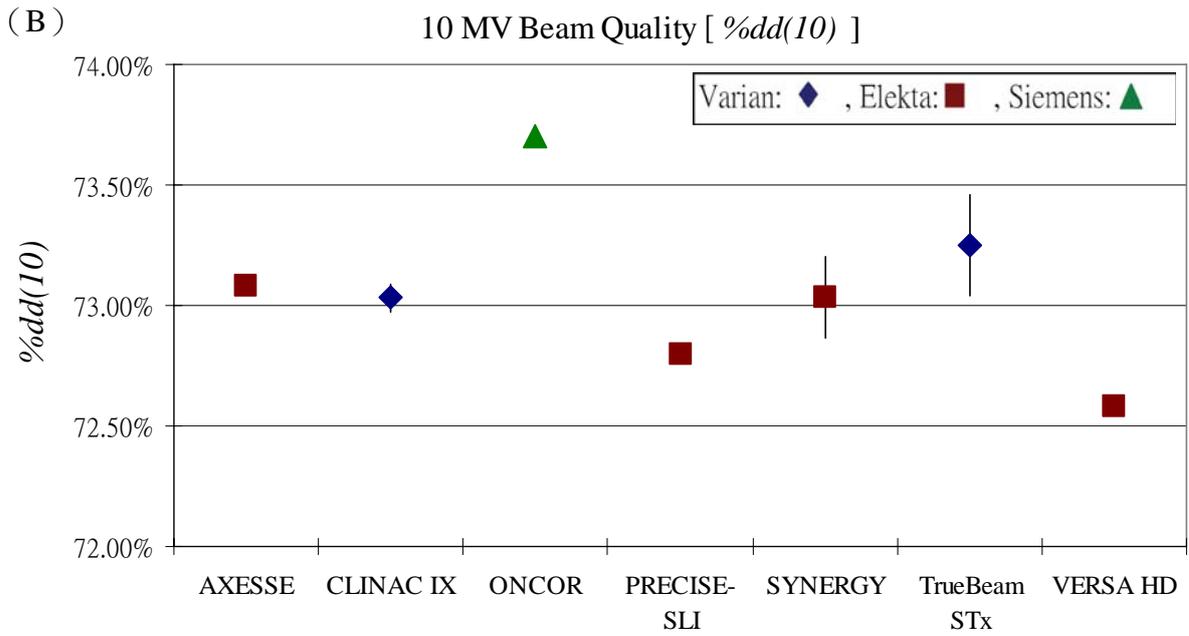
(B)





圖二十一、醫用直線加速器各機型射束能量，6 MV (A)，10 MV (B) 及其他能量 (C)，(I_{20}/I_{10}) 的分析資料。





圖二十二、醫用直線加速器各機型射束能量，6 MV (A)，10 MV (B) 及其他能量 (C)，%dd(10)_x的分析資料。

(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

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。

本計畫完成資料蒐集、人員訓練及制訂適用於國內醫療院所使用之影像導引系統品保作業導則。在制訂導則的部分，由本計畫研究人員及對於影像導引系統具有專業知識的醫療單位人員組成研議小組，經由蒐集文獻報告，意見討論及實做的過程，共同制訂出該項作業的程序書與容許誤差值，並且完成教學檔案的製作，於今年 4 月下旬分別在北區、中區及南區舉辦該項作業的教學研習討論會，充分與臨床單位品保專業人員交換意見及訓練教學。訪查結果發現，主要問題為影像導引系統設備操作不熟及假體使用缺乏規劃。由於目前我國品保法規尚未納入影像導引系統，部分品保專業人員不熟悉影像導引系統操作，訪查時花費許多時間於設備操作，因此藉由辦理研討會、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，瞭解作業程序及設備操作，進而提升整體放射治療品質。此外，影像系統品保作業所需使用的假體依各廠牌系統設計而有差異，而仍有眾多醫院缺乏教學示範檔案所使用的假體，此部分則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。

本研究參考 AAPM TG-142、TG-58 及 TG-104 號報告的作法，在影像導引機械運動位置準確性的誤差容許值方面，區分該治療機是否有執行需要較高精準度的立體定位放射手術治療，若有執行則誤差容許值採較為嚴格的要求。

影像導引系統的品保作業在國內執行的情形尚未普遍，因此本計畫在初步完成該項作業的程序書與容許誤差值設定後，就進行一系列的教育訓練課程規劃，課程安排與執行情形如下：

(1) 課程日期：105 年 4 月 16 日

地 點：中國醫藥大學附設醫院腫瘤治療科

參與人員：中區北區及東區醫學物理師 27 人



(2) 課程日期：105 年 4 月 22 日

地 點：台北榮民總醫院癌病中心

參與人員：北區及東區醫學物理師 56 人





(3) 課程日期：105 年 4 月 23 日

地 點：高雄長庚醫院放射腫瘤科

參與人員：南區醫學物理師 37 人



歸納本研究訪查結果，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建立於表五與表六。

表五、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)

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： ≥ 3 line pair/cm，kV 平面影像： ≥ 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)： ≥ 1 個可偵測物(註 3)， CBCT 影像(XVi 系統)： $\leq 6.3\%$ (H&N mode)， $\leq 3.0\%$ (Body mode)(註 4) kV 平面影像： ≥ 12 個可偵測物(註 5)， 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 $\leq 1.5\%$) 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	

表二、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

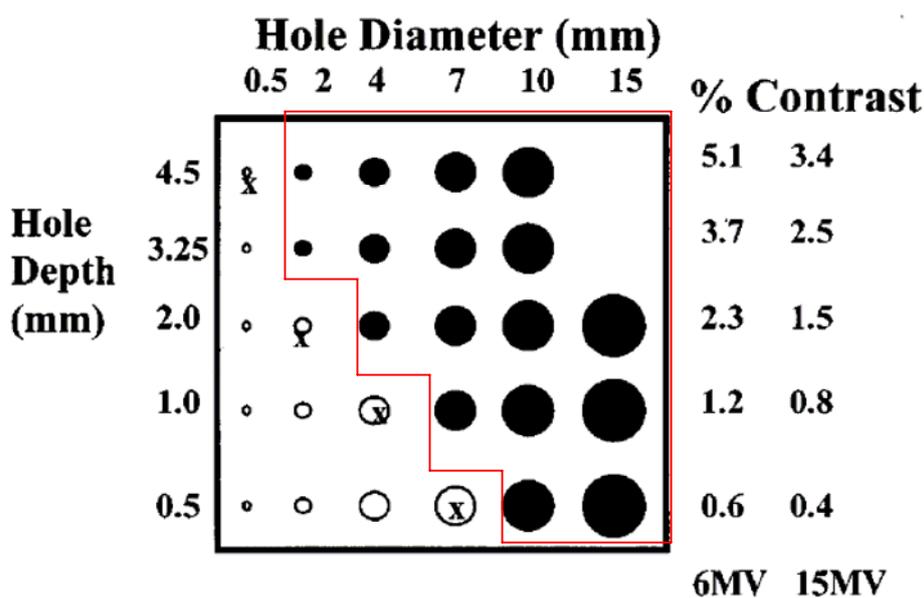
每日		
MV 電腦斷層影像		
適用範圍之建議誤差容許值		
項目	非立體定位放射手術(治療)	立體定位放射手術(治療)
I. 影像與治療座標中心一致性	2.0 毫米以下(各軸)	1.0 毫米以下(各軸)

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 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	

註 1：基準值係指(1)新機接收後或(2)更換會影響品保結果之相關零件後，依據原廠接收測試規格及院方儀器使用之要求合併考量後所建立之基準值。

註 2：MV 平面影像品質校驗之高對比(空間)解析度與低對比影像偵測度，若使用 Las Vegas 假體，其建議基準值為應能清楚辨識下圖框線內 17 個實心圓。



註 3：CBCT 影像 (Varian OBI 系統) 低對比影像偵測度校驗若使用 Catphan 504 假體中的 CTP515 區段取像，其建議容許值為應能清楚辨識對比度 1.0%，直徑 15.0 mm 之圓形辨識物。

註 4：CBCT 影像 (Elekta XVI 系統) 低對比影像偵測度校驗若使用 Catphan 503 假體中的 CTP404 區段取像，其低對比偵測度計算公式如下：

$$\text{Low contrast visibility (\%)} = \frac{(CT_{\text{polystyrene}} - CT_{\text{LDPE}})/10}{\left\{ \frac{(\text{Mean}_{\text{polystyrene}} - \text{Mean}_{\text{LDPE}})}{(\text{SD}_{\text{polystyrene}} + \text{SD}_{\text{LDPE}})/2} \right\}}$$

$CT_{\text{polystyrene}} = -35$, $CT_{\text{LDPE}} = -100$, $Mean_{\text{polystyrene}}$ 及 $Mean_{\text{LDPE}}$ 分別為 XVI 系統量測 polystyrene 及 LDPE 區域的平均像素值 (pixel value)。 $SD_{\text{polystyrene}}$ 及 SD_{LDPE} 則分別為其像素值之標準差。

註 5：kV 平面影像品質之低對比影像偵測度校驗，若使用 TOR18FG 假體，其建議容許值為應能清楚辨識 12 個以上直徑 8 mm 的圓形辨識物（圓形辨識物總計 18 個，對比度從 0.009 至 0.167）。

註 6：MVCT 高對比（空間）解析度之建議基準值為可辨識假體（Cheese phantom）內插入之 1.6 mm 直徑辨識物。

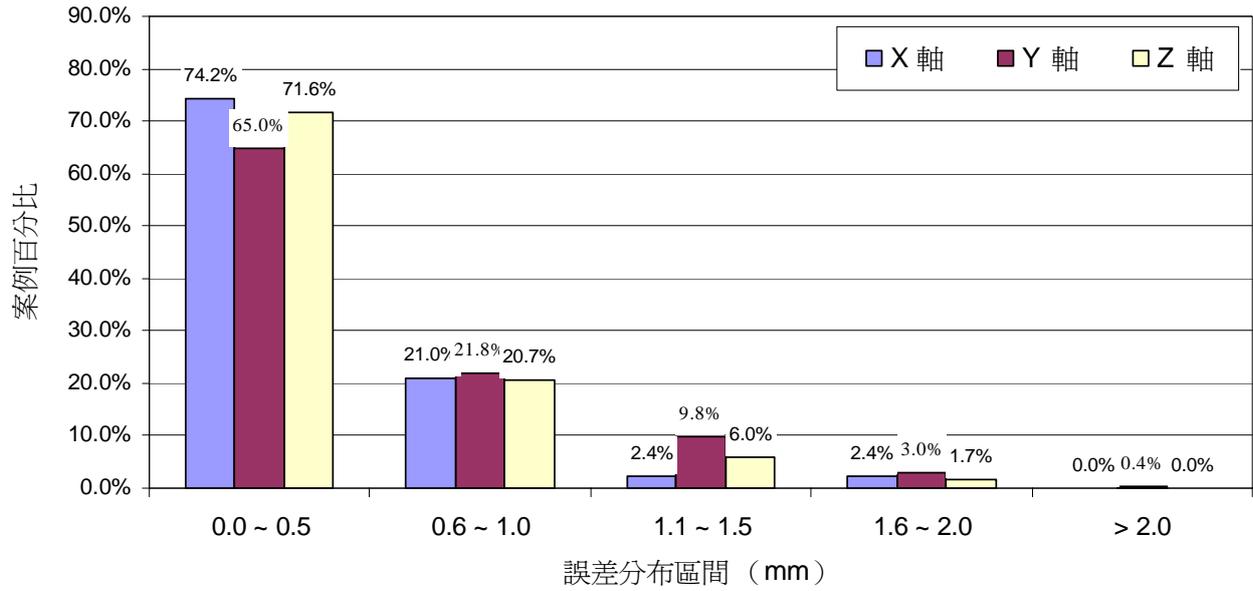
註 7：MVCT 低對比影像偵測度之建議基準值為可辨識假體（Cheese phantom）內插入之所有不同密度辨識物。

訪查資料顯示，醫用直線加速器影像導引系統之建議項目「預防碰撞連動裝置測試」，所有設備皆功能正常，能有效避免影像系統碰撞的情形發生。另外，醫用直線加速器與電腦斷層治療機之「影像比例準確性」及「影像方向準確性」建議項目，所有設備皆有良好的結果，其準確性皆在設定的容許誤差值範圍內。

在影像與治療座標中心一致性校驗的部分，圖二十三為本年度計畫執行醫用直線加速器影像導引系統的訪查結果統計分析。此項分析顯示 2D MV、2D kV 系統，在包含 x，y 及 z 軸，以及 0、90、180 及 270 度的分析數據，超過 85% 的量測資料其影像與治療座標中心的差異在 1.0 mm 內。CBCT 的量測資料其差異值則略大。在臨床單位具有執行立體定位放射手術治療作業的情形下，此項校驗的差異值則都在 1.0 mm 以下。圖二十四則呈現電腦斷層治療機影像與治療座標中心一致性的統計分析結果，近 95% 的量測資料其影像與治療座標中心的差異在 1.0 mm 內。

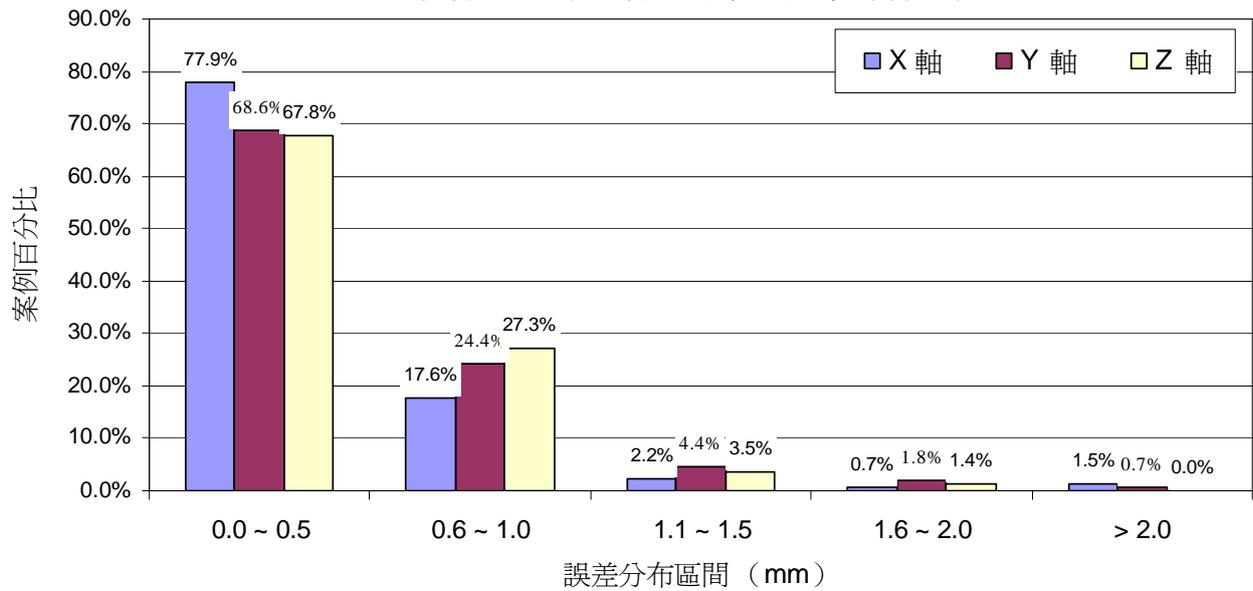
(A)

MV 影像與治療座標一致性訪查資料統計

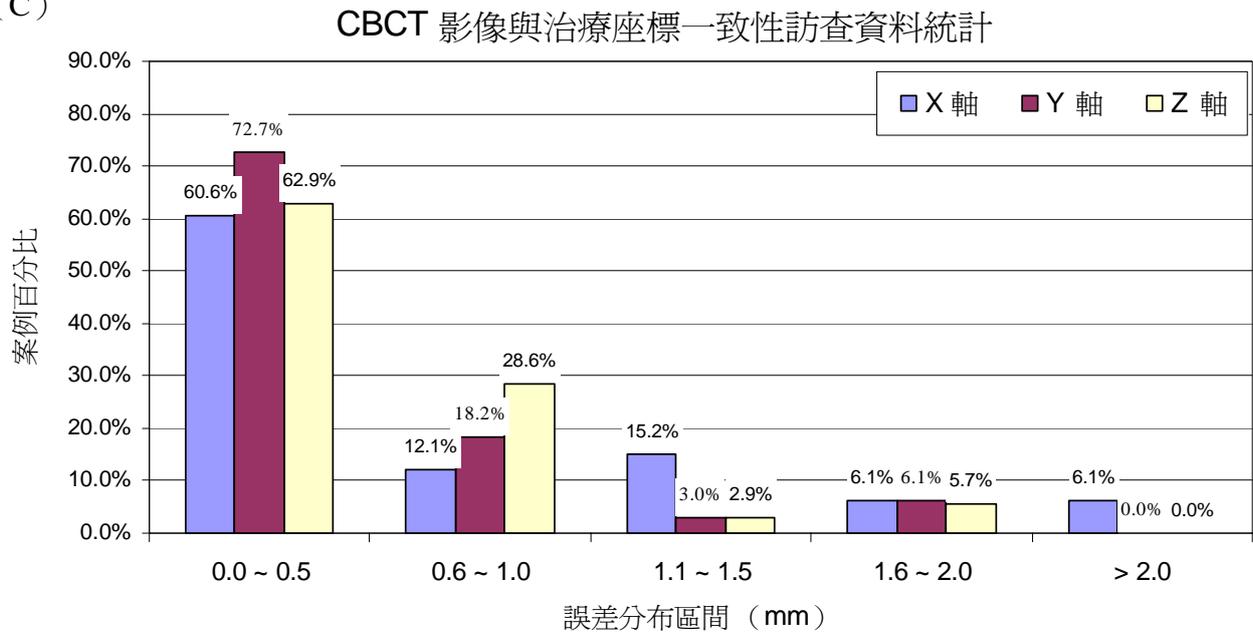


(B)

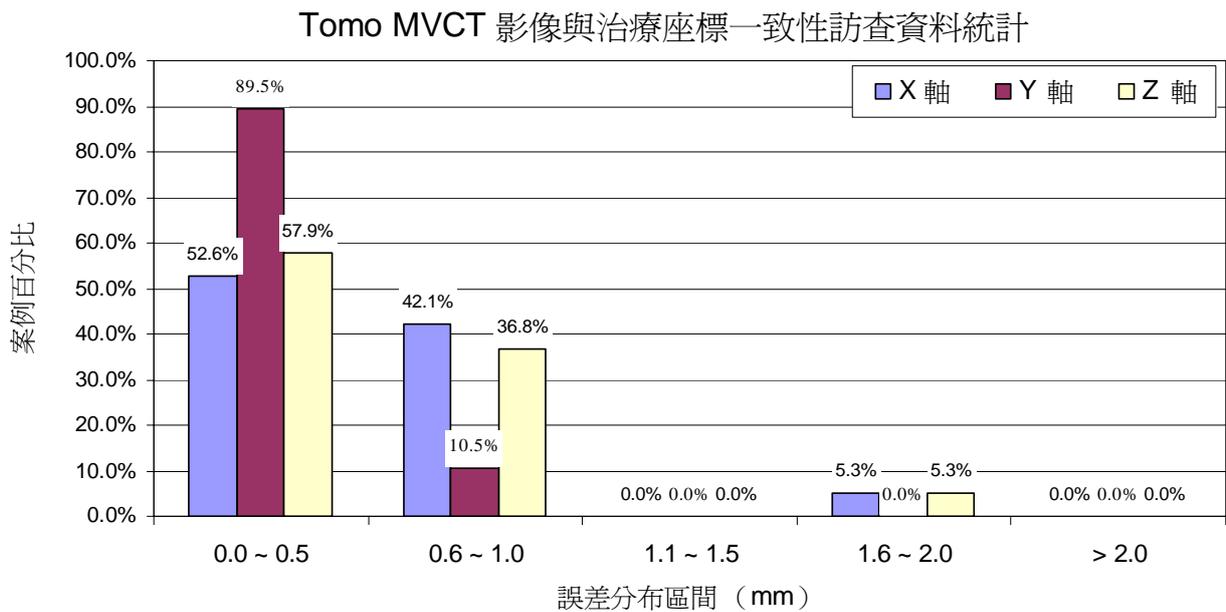
KV 影像與治療座標一致性訪查資料統計



(C)



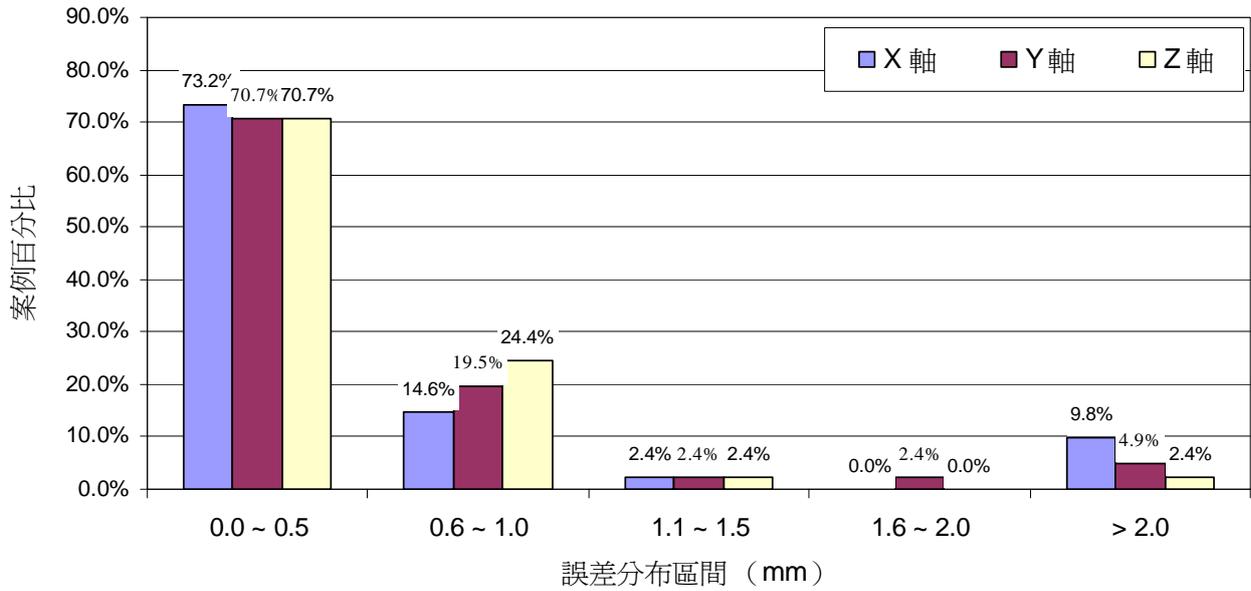
圖二十三、醫用直線加速器影像導引系統，影像與治療座標中心一致性的訪查結果。MV (A)，kV (B) 及 CBCT (C)。



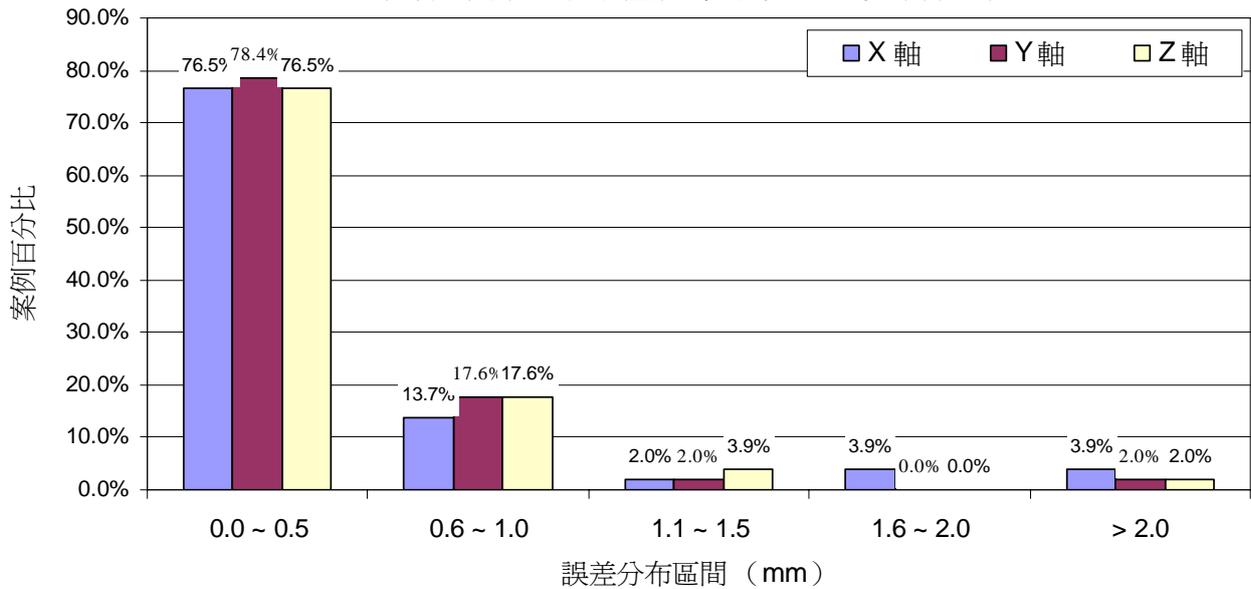
圖二十四、電腦斷層治療機影像與治療座標中心一致性的訪查結果。

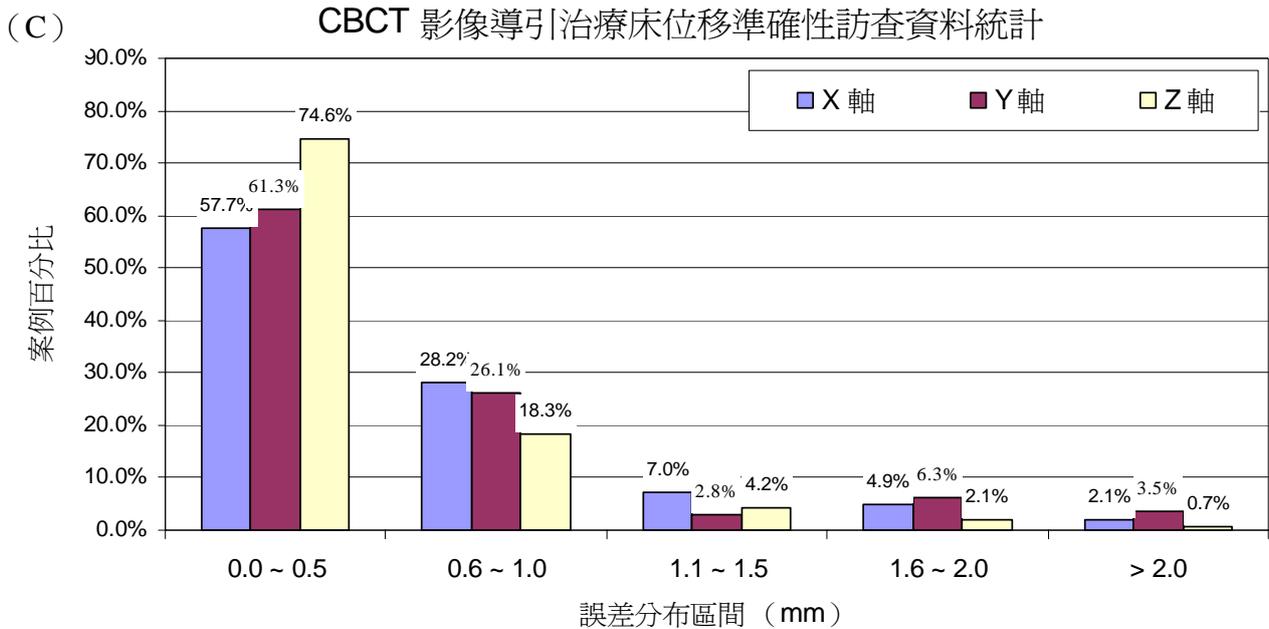
在影像導引治療床位移準確性的部分，圖二十五呈現醫用直線加速器訪查的結果統計分析，CBCT 的部分則包含 2 種臨床常用的影像掃描模式，高於 85% 的量測數據其位移準確性在 1.0mm 內。圖二十六則呈現電腦斷層治療機影像導引治療床位移準確性的訪查結果統計分析，可能受限於 MVCT 影像品質較差的影響，影像導引位移準確性的差異較大。

(A) MV 影像導引治療床位移準確性訪查資料統計

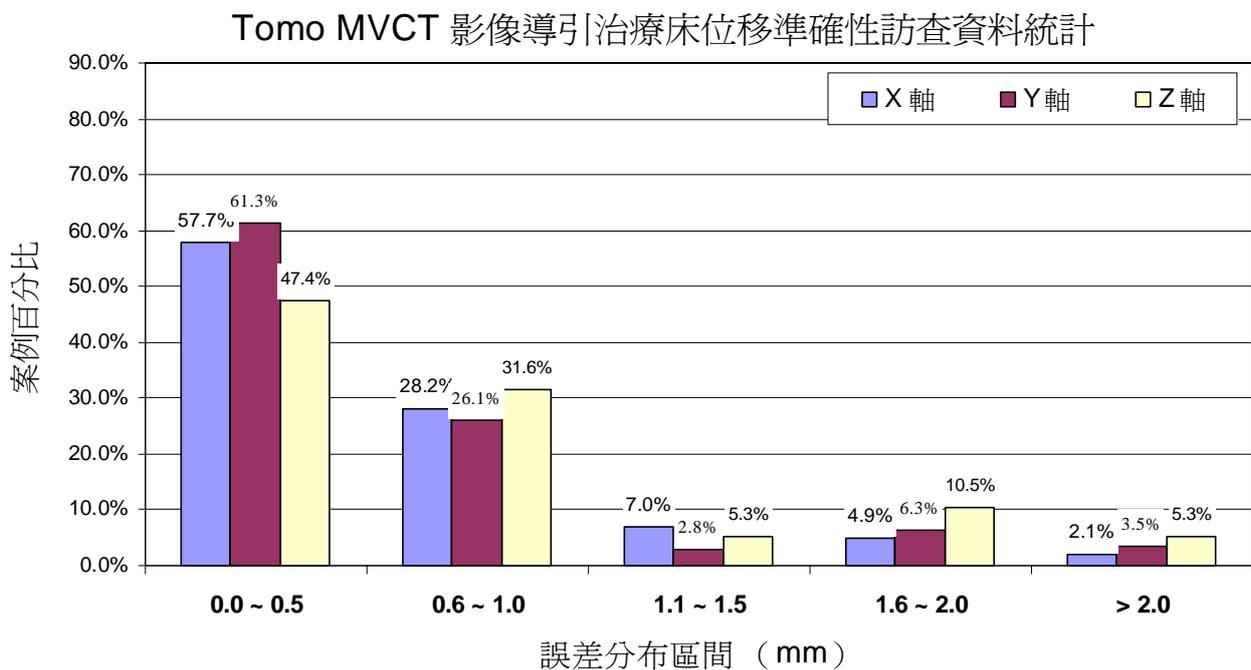


(B) KV 影像導引治療床位移準確性訪查資料統計





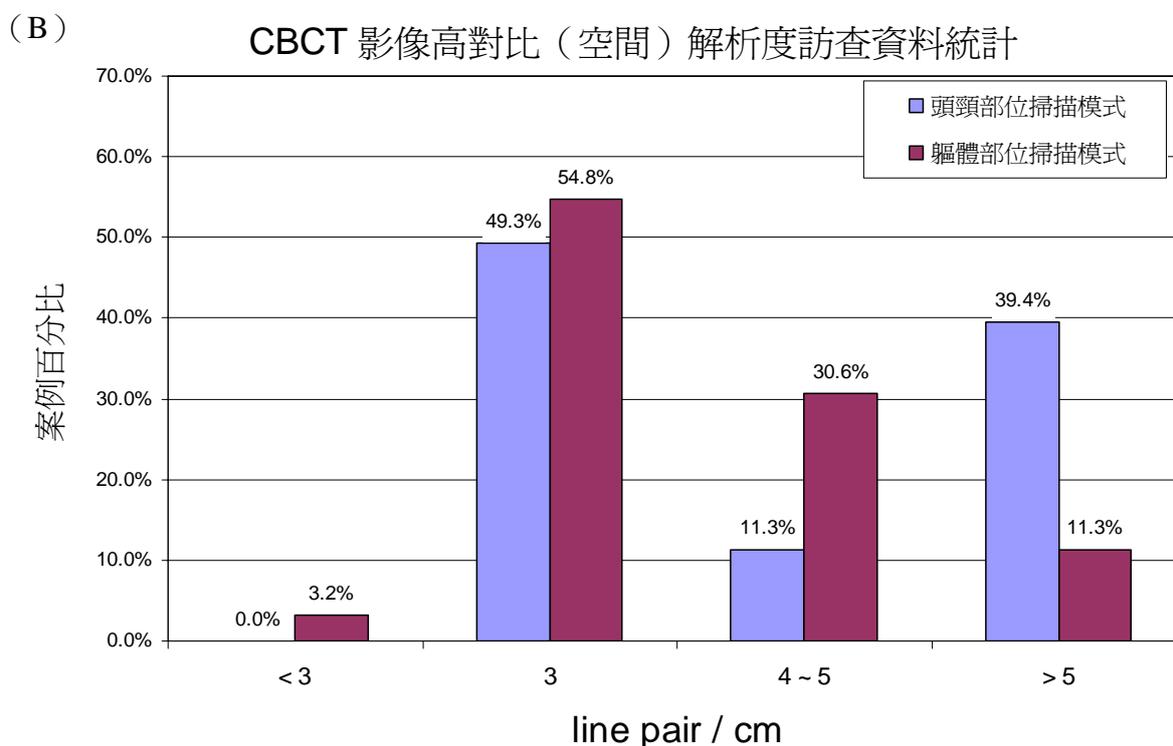
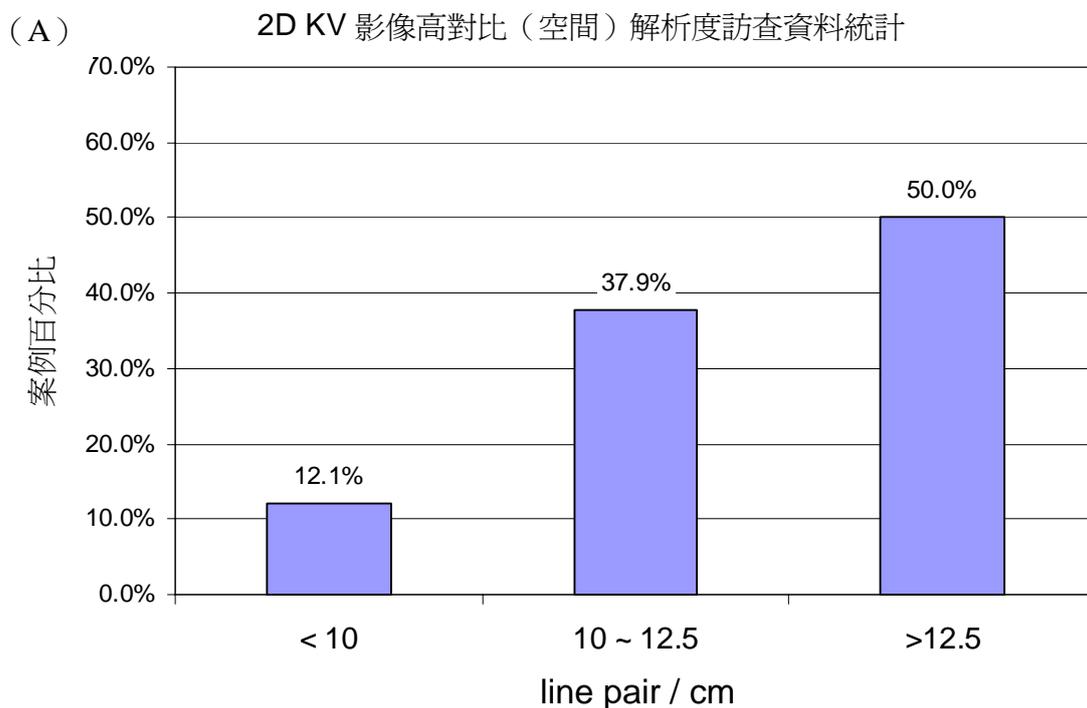
圖二十五、醫用直線加速器影像導引治療床位移準確性的訪查結果，CBCT 的部分則包含 2 種臨床常用的影像掃描模式。MV (A)，kV (B) 及 CBCT (C)。



圖二十六、電腦斷層治療機影像導引治療床位移準確性的訪查結果。

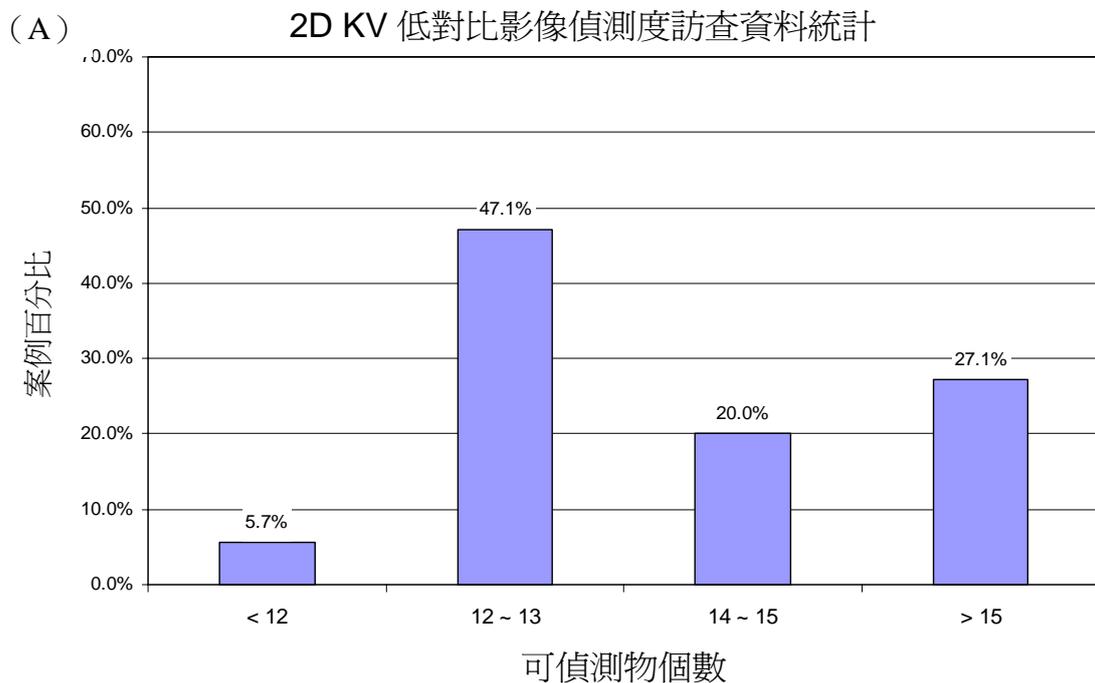
在影像導引系統影像品質校驗的部分，圖二十七呈現醫用直線加速器 2D kV 及 CBCT 影像導引系統高對比（空間）解析度的訪查結果，依據此分析資料，2D kV 影像導引系統高對比（空間）解析度的建議容許誤差值若訂在 ≥ 10.0 line pair/cm，則近 88% 的設備可

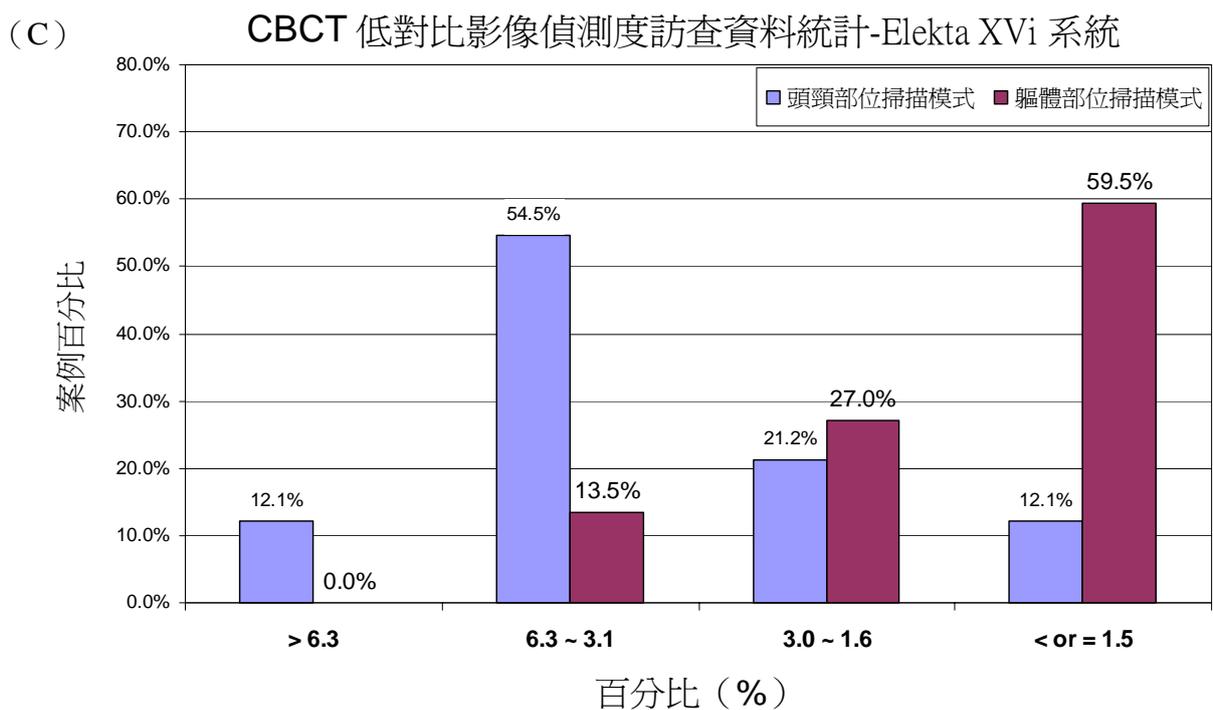
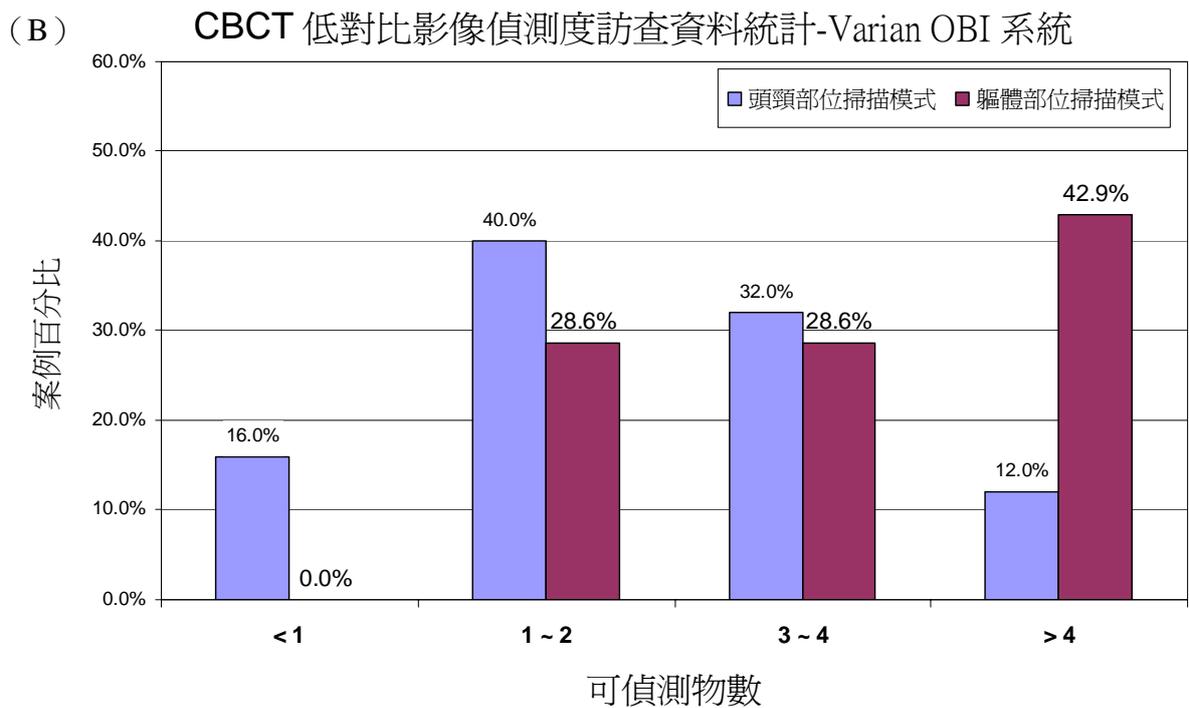
滿足此要求。此外，CBCT 的建議容許誤差值若訂在 ≥ 3.0 line pair/cm，則高於 95% 的設備可滿足此要求。2D MV 影像品質較差則以符合基準值為品保作業之要求。



圖二十七、醫用直線加速器影像導引系統高對比（空間）解析度的訪查結果統計分析。2D kV (A) 及 CBCT (B)。

圖二十八呈現醫用直線加速器 2D kV 及 CBCT 影像導引系統低對比物影像偵測度的訪查結果，依據此分析資料，2D kV 影像系統低對比物影像偵測度的建議容許誤差值若訂在 ≥ 12 個可辨識物，則有近 95% 的設備可滿足此要求。此外，Varian OBI 的 CBCT 系統的建議容許誤差值若訂在 ≥ 1 個可辨識物，則在兩種常用的掃描模式有高於 85% 的設備可滿足此要求，而 Elekta XVI 的 CBCT 系統的建議容許誤差值若頭頸部位掃描模式訂在 $\leq 6.3\%$ ，軀體部位掃描模式訂在 $\leq 3.0\%$ ，則在兩種常用的掃描模式有高於 85% 的設備可滿足此要求。





圖二十八、醫用直線加速器 2D kV 及 CBCT 影像導引系統低對比物影像偵測度的訪查結果。2D kV (A)、Varian OBI (B) 及 Elekta XVi 的 CBCT 系統 (C)。

CBCT 的影像品質受限於設備結構與成像原理，難以得到類似一般診斷用 CT 的影像品質，在品保作業的水假體影像均勻度、雜訊評估及 CT 值準確性三項目，參考 AAPM TG-142 的建議，建議以基準值作為品質管制的要求基準。

伍、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。

在新型放射治療技術有關影像導引系統品保作業研究的部分，本計畫完成資料蒐集、人員訓練及制訂適用於國內醫療院所使用之影像導引系統品保作業導則、作業程序書與容許誤差值，並且完成教學檔案的製作。在完成訪查歸納整理檢查數據後，依據統計分析資料，對於各作業項目的容許誤差值已做出適當的調整，以達到提升影像導引系統作業品質與實際應用可行性的目的。

在影像導引系統品保作業研究訪查過程中發現，主要問題為影像導引系統設備操作不熟及假體使用缺乏規劃。由於目前我國品保法規尚未納入影像導引系統，部分品保專業人員不熟悉影像導引系統操作，訪查時花費許多時間於設備操作，因此藉由辦理研討會、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，瞭解作業程序及設備操作，進而提升整體放射治療品質。此外，影像系統品保作業所需使用的假體依各廠牌系統設計而有差異，而仍有眾多醫院缺乏教學示範檔案所使用的假體，此部分則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。

放射治療劑量與治療結果息息相關，提升品保作業的品質等同於提升治療的品質，本計畫詳細檢視全國每一台治療設備的品保資料，實際協助品保人力單薄的單位熟悉品保作業，同時提供教材，強化學理與實務能力，對於全面提升品保作業的品質助益甚大。尤其目前放射治療的技術已普遍在治療前使用影像導引系統執行治療位置的確認，依據治療前的影像資料作位置的調整後再執行照射治療。因此，影像導引系統的品質攸關治療品質甚鉅，本計畫在影像導引系統的品保作業研究，建立了充分的作業導則資料與研究數據，更為國內臨床單位推展影像導引品保作業建立紮實的基礎，雖然過程艱辛，但對於醫療品質的提升具有顯著的貢獻。然而，品保業務的推展需要深入琢磨，才能精益求精，因此仍須持續規劃教育訓練與研習課程，透過教學觀摩與經驗分享，將可以進一步的提升品保作業的品質，為民眾提供更好的醫療服務。

陸、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. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No. 85. 2004.
4. ICRU (1976). “Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures,” ICRU Rep. 24, International -Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, MD.
5. G. J. Kutcher, “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,” Med. Phys. 21,581–618 (1994).
6. E. E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F.F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, L. Ma, B. Arjomandy, C. Liu, C. Sandin, and T. Holmes, “Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators”, Med. Phys. 36, 4197 (2009).
7. Radiation Therapy Committe Task Group 21, American Association of Physicists in Medicine, A protocol for determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 10 (6), 741-771 (1983).
8. Radiation Therapy Committe Task Group 51, American Association of Physicists in Medicine, AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 26 (9), 1847-1870 (1999).
9. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy , An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398. 2000.
10. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. Med. Phys. 34 (10), 4041-4063 (2007).
11. Stereotactic radiosurgery. AAPM Report No. 54. 1995.
12. 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).
13. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. Med. Phys. 37 (8), 4078-4101 (2010).
14. 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).
15. The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization. Report of AAPM Task Group 104, 2009.
16. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task

Group 58. Med. Phys. 28 (5), 712-737 (2001).

17. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 23, AAPM REPORT NO. 96 (2008).

18. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. Med. Phys. 39 (4), April 2012.

19. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. Med. Phys. 34 (10) October 2007.

柒、研究績效

(一) 完成論文投稿共 3 篇

1. 全國放射治療系統品質保證作業執行現況實測研究報告。放射治療與腫瘤學 2016; 23(1): 31-45。(附件一)
2. A survey of the practice and management of MLC quality assurance for radiation therapy system in Taiwan。2016 癌症學術聯合年會壁報發表。(附件二)
3. Quality Assurance for Image-Guided Radiation Therapy System。2016 癌症學術聯合年會壁報發表。(附件三)

(二) 完成影像導引系統品質保證作業導則之撰寫。

1. 影像導引系統品質保證作業操作程序書。(附件四)
2. 影像導引系統品質保證建議項目與建議誤差容許值。(附件五)

(三) 完成影像導引系統品質保證作業教材之撰寫，包含 Varian，Elekta 及 Tomotherapy 系統總計三份。(附件六～八)

(四) 碩士生培育 2 人：黃佩筠 (碩二) 及楊程鈞 (碩一)。

(五) 培訓放射治療及影像導引品保作業專業人員：黃佩筠，楊程鈞，顏妙蓉。

(六) 教育訓練影像導引品保作業專業人員：120 人。

(七) 完成教育訓練課程總計三場。

(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) 完成本年度放射治療影像導引成像系統影像品質與導引位置準確性研究研究報告一份。(附件九)

捌、附件列表

- (一) 全國放射治療系統品質保證作業執行現況實測研究報告。放射治療與腫瘤學 2016; 23(1): 31-45。
- (二) A survey of the practice and management of MLC quality assurance for radiation therapy system in Taiwan。2016 癌症學術聯合年會壁報發表。
- (三) Quality Assurance for Image-Guided Radiation Therapy System。2016 癌症學術聯合年會壁報發表。
- (四) 影像導引系統品質保證作業操作程序書。
- (五) 影像導引系統品質保證項目與建議誤差容許值。
- (六) 影像導引系統品質保證作業教材 (Varian 系統)。
- (七) 影像導引系統品質保證作業教材 (Elekta 系統)。
- (八) 影像導引系統品質保證作業教材 (Tomotherapy 系統)。
- (九) 放射治療影像導引成像系統影像品質與導引位置準確性研究報告。