

行政院原子能委員會

111 年研究計畫期末報告

計畫名稱：111至112年度放射治療設備之醫療曝露品質保證管制作業及項目精進研究

計畫編號：AEC11012048L

計畫期程：多年期計畫，共_2_年，本年度為第_1_年

執行期間：111年2月15日至112年12月31日

執行機構：中華民國醫學物理學會

計畫主持人：李紳豪

共同主持人：蕭安成，許世明

計畫參與人員：劉明祥，陳合興，林妙蓉，曾珉珉，連可宇，莊佩娟，許琇婷，陳昕麟，馮真如，羅仕詠，楊雅茹，鄧中鑫

中華民國 111 年 12 月 2 日

本研究報告僅供參考，不代表本會意見

目錄

壹、	綜合資料.....	1
貳、	計畫摘要.....	2
一、	中文摘要.....	2
二、	英文摘要.....	3
參、	計畫內容.....	4
一、	研究主旨.....	4
二、	計畫第一年(111年)之目標.....	5
三、	執行方法與步驟.....	6
四、	預定進度.....	30
五、	研究過程與結果.....	31
六、	結論與建議.....	73
七、	研究績效.....	73

壹、 綜合資料

一、綜合資料				
計畫名稱	中文：111 至 112 年度放射治療設備之醫療曝露品質保證管制作業及項目精進研究 英文：2022 – 2023 project: Study the quality assurance control operation and project improvement on medical exposure of radiotherapy equipments			
計畫性質	<input type="checkbox"/> 行政及政策類 <input checked="" type="checkbox"/> 科學及技術類			
委託單位	行政院原子能委員會	受委託單位	中華民國醫學物理學會	
執行期限	自 決標日 起 本年度計畫： 年 月 日 至 111 12 31 止		自 決標日 起 全程計畫： 年 月 日 至 112 12 31 止	
主 持 人	姓 名	職 稱	本 年 度 參 與 台 電 計 畫	
			有 否	
共 同 主 持 人	李紳豪	理事長	■	
	蕭安成	常務理事	■	
聯 絡 人	姓 名：林妙蓉 電話：(公) 02-2263-0588 轉 2621 (宅) 02-2263-0588 轉 2621			
	通訊地址：236 新北市土城區金城路二段 6 號 B1 新北市土城醫院 放射腫瘤科			
經 費 概 算	全 程 計 畫 經 費		5,050,000 元	備 註
	本 年 度 計 畫 經 費	人 事 費 用	1,814,800 元	
		國 外 差 旅 費	元	
		設 備 費 (含 資 訊 設 備 費)	元	
		消 耗 性 器 材 藥 品 費 用	300,000 元	
		其 他 研 究 有 關 費 用	410,200 元	
		合 計	2,525,000 元	
主 持 人	李紳豪		申請日期	111 年 1 月 17 日

貳、 計畫摘要

一、 中文摘要

放射治療劑量給予的準確性，將影響治療成效；輻射品保作業的執行，需要結合臨床實際查核與劑量驗證。透過持續且完整的檢視，將可提昇放射治療的品質。本研究計畫，其目標如下：

1.國內放射治療設備，輻射安全與醫療曝露品保作業檢查；2.檢視新型放射治療技術品質保證作業執行方式與成效；3.提升國內醫療院所放射治療輻射醫療曝露品保人員專業能力。本計畫將針對全國放射治療的設備進行檢查，以確保治療病患的輻射安全與治療品質。111 年共完成 111 臺放射治療設備品保作業之現場查核工作，所有檢測結果皆符合法規規範，並實地訪查 41 台放射治療設備檢視影像導引系統其品質保證作業精進與臨床可行性評估。本計畫收集國內外醫學物理師甄審及考核之相關規範，亦完成拍攝醫用直線加速器及含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備之品質保證作業示範教學影片。

關鍵詞：輻射品保、輻射安全、放射治療劑量

二、 英文摘要

The accuracy of radiation therapy dose administration will affect the treatment outcome. The implementation of radiation quality assurance operations needs to combine with clinical actual inspection and dose verification. Through continuous and complete review, the quality of radiation therapy will be improved. The objectives of this research project are as follows: 1. Inspection of radiation safety and medical exposure quality assurance of domestic radiotherapy equipments; 2. Review the implementation methods and results of quality assurance operations for new radiation therapy technologies; 3. Improve the professional ability of domestic radiation therapy exposure quality assurance personnel. This project will conduct a series of inspections on radiotherapy equipments across the country to ensure radiation safety and quality of treatment for patients. In 2022, 111 radiotherapy equipment were measured and all of them were within the acceptance criteria. 41 radiotherapy equipment with image-guided radiotherapy systems were audited, the results were analyzed in statistical graphs. The information of examination and assessment of medical physicists in different organizations were collected, and the videos of quality assurance procedures for linear accelerator and brachytherapy were made.

Keywords: radiation quality assurance, radiation safety, radiation therapy dose

參、 計畫內容

一、 研究主旨

我國為提昇輻射醫療之品質，減少病人可能接受之不必要曝露，依游離輻射防護法第十七條，訂定輻射醫療曝露品質保證標準，其明確規範放射治療設備品質保證作業之項目。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…等；國內放射治療單位例行性的執行每日、每月及年度的品保校驗作業。放射治療單位，主要遵循 AAPM 於 1983 年發表的 TG-21、1999 年發表的 TG-51 議定書、或國際原子能總署(International Atomic Energy Agency, IAEA) 於 2000 年發表的 TRS 398 號報告，進行劑量校驗工作。

隨著放射治療的蓬勃發展，放射治療設備與技術不斷的推陳出新，因此，需檢視輻射醫療曝露品質保證標準現況，精進修正品質保證項目；針對各類新型技術，亦必須擬定其輻射曝露品質保證作業程序與規範。放射治療劑量給予的準確性，將影響治療成效，輻射品保作業的執行，需要結合臨床實際查核與劑量驗證，透過持續且完整的檢視，方能使管制面與執行面密切結合，讓品保作業落實，提昇品保作業的品質，同時提昇放射治療的品質。因此，本計畫將針對全國放射治療的設備進行檢查，以確保治療病患的輻射安全與治療品質。

透過臨床檢查作業，可實際收集數據並進行綜合分析，俾利檢視現有品保標準之品質保證作業成果、確保國內放射治療之輻射安全及治療品質；本計畫亦收集國外有關醫學物理師甄審及考核之相關規範，以作為未來醫學物理師法制化之參考。

二、 計畫第一年(111 年)之目標

計畫第一年(111 年)之研究目標如下：

1. 進行國內所有使用中放射治療設備，輻射安全與醫療曝露品保作業檢查：

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、電腦刀與加馬刀之輻射安全與醫療曝露品保作業實地訪查。

2. 提升國內醫療院所放射治療輻射醫療曝露品保人員專業能力：

放射治療技術日新月異，對醫學物理師人數與能力之需求亦隨之增加，目前國內醫學物理師之甄審及資格認定辦法尚未法制化，本計畫將收集國外對醫學物理師甄審及考核之相關規範，並與目前國內醫學物理師之甄審制度進行比較，分析兩者異同，以作為未來將其法制化之參考，藉以提升放射治療輻射醫療曝露品保人員專業能力。

3. 品保作業示範教學影片：

依現行輻射醫療曝露品質保證標準規範，製作可供國內臨床參考使用之放射治療設備之品質保證作業示範教學影片，111 年分配製作之設備類別為醫用直線加速器，及含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備。

4. 檢視新型放射治療技術品質保證作業執行狀況與可行性：

針對國內臨床放射治療用低能量影像導引系統，其影像品質與導引位置準確性相關作業，至少抽樣 40 台設備進行實地訪查與分析，以驗證 105 年研訂之品質保證程序與導則應用於國內放射治療設備之執行狀況與可行性，並據以精進、提出放射治療用低能量影像導引系統納入醫療曝露品保法規有效可行之建議。

三、 執行方法與步驟

本年（第一年，111年）計畫，針對全國使用中的放射治療設備，藉由書面資料蒐集及現場實地訪查，檢視輻射醫療曝露品質保證標準施行的成效，並提出精進醫療曝露品保法規之建議。收集國外與國內醫學物理師之甄審、考核相關規範，作為未來國內醫學物理師甄審制度法制化的參考。另，製作醫用直線加速器，以及含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備之品保作業示範教學影片，供國內品保作業之參考。針對新型的臨床治療設備及技術，對國內具備影像導引放射治療技術之設備，進行抽樣實地訪查，以檢視品保作業導則應用於國內放射治療設備之可行性。

本計畫所規劃進行之2大工作項目如下：

工作項目 1.

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

於二年期內完成全國使用中放射治療設備之醫療曝露品質保證作業檢查，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），檢查數據每2週彙整後送原能會；並分析上述檢查結果，參考國際趨勢，提出精進醫療曝露品保法規之建議。

（一） 資料蒐集

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；詳細資料包含各醫療單位之基

本資料、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、裝設日期、光子射束能量、電子射束能量、MLC 型號、MLC 最大及最小寬度、IGRT 系統型號、電腦治療計畫系統型號。

2. 品保作業之詳細資料彙整

彙整國內所有放射治療單位執行品保作業的完整資料，包括劑量校驗使用方法及其詳細參數、劑量校驗假體、品保使用設備、游離腔及電量計校驗報告、環境偵檢器校驗報告…等。

依醫療業務單位所使用之劑量校驗方法，蒐集 AAPM TG-21、TG-51、TG-148、TRS-398 載有詳細參數資料之工作表格，取得校驗報告的校正參數後方能依循議定書的步驟執行劑量量測。

3. 實地訪查暨 IGRT 意願調查問卷

以 Google 表單製作實地訪查暨 IGRT 意願調查問卷，調查全臺各醫療單位直線加速器及電腦斷層治療機執行 IGRT 品保作業之情況，以及 IGRT 品保實地訪查意願，調查項目如下：

(1) 直線加速器之設備基本資料及 IGRT 品保作業現況調查：

直線加速器之廠牌和型號、劑量校驗方法、劑量校驗假體、IGRT 系統型號、單位執行 IGRT 品保之頻率(包含導引位置準確性或影像品質之任一品保項目)、IGRT 品保所需執行總時間(執行程序、影像分析、品保紀錄)、IGRT 品保影像分析方式、單位每台直線加速器每日平均治療人數、健保病人平均 IGRT 技術使用頻率、自費病人平均 IGRT 技術使用頻率、設備是否執行 SRS/SBRT 技術、單位具有之 IGRT 品保作業假體、IGRT 技術影像條件(包含 2D kV CHEST (AP)、2D kV CHEST (LAT)、2D kV PELVIC (AP)、2D kV PELVIC (LAT)、2D kV H&N (AP)、

2D kV H&N (LAT)、2D MV CHEST (AP)、2D MV CHEST (LAT)、
2D MV PELVIC (AP)、2D MV PELVIC (LAT)、2D MV H&N
(AP)、2D MV H&N (LAT)、3D CBCT CHEST、3D CBCT PELVIC、
3D CBCT H&N)、單位進行直線加速器 IGRT 品保項目訪查之
意願。

(2) 電腦斷層治療機之設備基本資料及 IGRT 品保作業現況調查：

電腦斷層治療機之廠牌和型號、單位執行 IGRT 品保之頻
率(包含導引位置準確性或影像品質之任一品保項目)、設備是
否執行 SRS/SBRT 技術、最常使用之 Reconstructed slice
thickness、單位具有之電腦斷層治療機 IGRT 品保作業假體、
單位進行電腦斷層治療機 IGRT 品保項目訪查之意願。

(二) 書面資料檢視

研究團隊依據蒐集的資料，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。

(三) 品保作業實測檢查之查核項目

1. 醫用直線加速器檢查項目：

包含光子及電子輸出劑量、光子及電子射束中心軸於治療深度
之劑量參數、光子及電子射束剖面劑量分佈一致性、光子及電子射
束對稱性、多葉準直儀葉片遷移速度、多葉準直儀葉片位置準確度。

2. 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備檢查項目：

包含輻射源速率、輻射源強度、輻射源停留位置及時間。

3. 電腦斷層治療機檢查項目：

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、水平測試。

4. 電腦刀檢查項目：

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、葉片位置準確度。

5. 加馬刀檢查項目：

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、計時器準確性及輻射與機械中心點吻合測試、病患定位系統與治療系統機械中心點的一致性。

(四) 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

- 醫用直線加速器旋轉臂，置於鉛垂向下方向（ 0° 或 180° ）。開至參考照野（如：光子射束照野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ，電子射束錐筒照野 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ）。
- 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）。如

圖 1.所示。

- 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。
- 參考 AAPM TG-21 或 TG-51 議定書的方法，將量測值換算為劑量值。
- 劑量值與基準值作比較，並記錄其差異值。

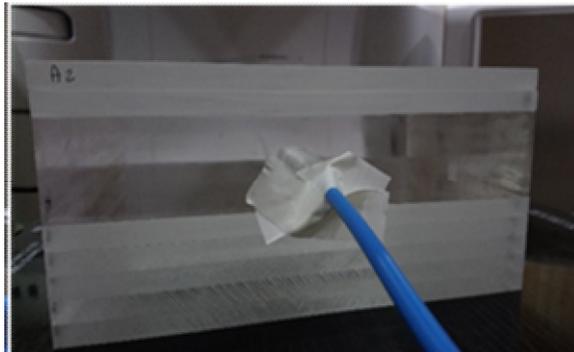


圖 1. 醫用直線加速器光子射束輸出劑量之測量。

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：

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

電子射束：

- 使用百分深度劑量的量測技術。
- 量取某一參考照野臨床治療深度（如：照野 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ，80% 劑量深度）的 PDD 值，與基準值比較，記錄其差異值。

III. 光子及電子射束剖面劑量分佈一致性與對稱性

- 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° 。

- 開至射束剖面劑量分佈一致性及對稱性校正之參考照野(如：光子射束照野 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ，電子射束照野 20 cm cone)。
 - 將劑量測量設備擺設妥當並置於固定位置(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)。
 - 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。
- IV. 多葉準直儀葉片遷移速度(此項作業適用於使用動態強度調控與動態弧形強度調控治療技術的加速器)
- 使用儀器廠商內建檔案或自行設定之 MLC 遷移序列檔案。
 - 加速器旋轉臂分別置於水平方向 90° 及 270° ，執行設定的強度調控 MLC 遷移序列檔案，計算 MLC 遷移速度。
 - 記錄分析結果，確認符合建議容許值。
- V. 多葉準直儀葉片位置準確度
- 使用儀器廠商內建檔案或自行設定之 MLC 位置準確度校驗檔案(例如 picket fence 檔案)。
 - 加速器旋轉臂置於 0° 或 180° 或 90° 或 270° (每月執行不同方向)，SSD 設定為 100 cm。
 - 開啟光照野系統使照野形狀投影在輻射成像膠片或方格紙上。以光照野或輻射照野分析葉片位置準確度。
 - 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

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

- 將裝療管 (applicator) 連接到近接治療設備。
- 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

- 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。如圖 2.所示。



圖 2. 透過井型游離腔 (well-type chamber) 實測射源活度。

- 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

- 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。
- 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。

- 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

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

- 治療儀照射角度設定於鉛垂向下方向（ 0° ），開至參考照野（ $5 \times 40 \text{ cm}^2$ ）。
- 將劑量量測設備（游離腔、固態假體及電量計等）擺設妥當並置於固定位置（SAD 或 SSD 為 85 cm，游離腔密合插入固態假體中，量測位置為等水深度 1.5 cm）。
- 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。
- 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。
- 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

- 使用組織假體比或百分深度比的量測技術。
- 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

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

IV. 治療床垂直升降、前進後退及水平測試

- 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面（SAD= 85 cm）。
- 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%。
- 治療床上放置尺，並將床高移至定位雷射之橫面（SAD= 85 cm）
- 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%。
- 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。
- 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

- 在 SAD 為 800 mm 下架設假體，裝上初始校正時的準直錐筒（cone）。
- 將游離腔裝置於初始校正時深度（如：1.5 cm）。
- 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

- 在 SAD 為 800 mm 下架設固態水假體，裝上 6 cm 的準直錐筒。
- 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。
- 將計讀的 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

- 在 SSD 為 800 mm 下架設固態水假體，裝上 6 cm 的準直錐筒。
- 將游離腔裝置於最大劑量深度。
- 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。
- 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。
- 將此 OCR 值與初始驗收時的 OCR 值相比對，確保其值正常。
- 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

- 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。

V. 影像導引系統 (Target Locating System-TLS)

- 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。
- 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。

- 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。
- 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。

VI. 葉片位置準確度

- 於電腦刀控制室電腦(UCC)選取 Physics 至 MLC collimator 選項, 執行 MLC 初始化(Initialization)。
- 機頭鎖上原廠提供之 LWFH build-up 假體(Light Weight Film Holder build-up), 仔細將依據 LWFH 模板裁剪過之膠片 (例如: EBT film) 黏貼於 LWFH back scatter 假體上後組合 LWFH back scatter 假體與 LWFH build-up 假體。
- 在電腦刀控制室電腦中選取 Picket Fence 照射程序確認照射參數(如表 1.)後執行照射。

表 1. Picket Fence Test 照射參數表

Picket Fence Test 照射參數表	
項目	設定值
Strip Width	10 mm
Gap	0 mm
MU Per Strip	170
Direction	X1 to X2

- 每月輪流照射機頭角度分別為 0、90、270 度之影像。
- 使用膠片品保分析軟體(例如: Radiological Imaging Technology, RIT) , 記錄分析結果, 確認符合建議容許值。

5. 加馬刀

I. 輸出劑量

- 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。
- 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。
- 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

- 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。
- 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。
- 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。
- 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

- 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。

IV. 病患定位系統與治療系統機械中心點的一致性

- 進入加馬刀控制系統中品質保證畫面，選取焦點精確度檢查 (Focus precision)。
- 於治療室裝設 QA 工具，並與頭架接合器相接至機器上固定位置(如固定病患般)。

- QA 工具接好纜線後，於控制室按下開始按鈕，由系統自動執行。
- 焦點精確度偵測完會自動顯示於名目位置(Nominal position)、計算偏移(Calculated deviation)和結果(Result)區域內。焦點精確度的計算偏移與系統中儲存的位置相比較，結果為通過(Passed)或失敗(Failed)。
- 按下儲存(Save)鍵，儲存本次焦點精確度檢查日期與結果。

(五) 分析上述檢查結果，並參考國際趨勢，提出精進醫療曝露品保法規之建議。

(六) 品保作業示範教學影片

依現行輻射醫療曝露品質保證標準規範，製作可供國內臨床參考使用之放射治療設備之品質保證精進作業示範教學影片，111 年分配製作之設備類別為醫用直線加速器，以及含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備，拍攝項目如下。

1. 醫用直線加速器拍攝項目：光子及電子輸出劑量、光子及電子射束中心軸於治療深度之劑量參數、光子及電子射束剖面劑量分佈一致性、光子及電子射束對稱性、多葉準直儀葉片遷移速度、多葉準直儀葉片位置準確度。
2. 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備拍攝項目：輻射源速率、輻射源強度、輻射源停留位置及時間。

影片呈現之內容包括劑量校驗使用方法及其參數資料工作表格、劑量計算相關公式、品保使用設備及其校正報告、品質保證作業操作程序。由臨床醫學物理師依照原能會於網站公告之輻射醫療曝露品質保證作業

操作程序書執行品保作業步驟，並配合旁白。使用 GoPro 以及三軸穩定器架設手機進行拍攝。

(七) 收集國外醫學物理師之甄審、考核之相關規範

目前國內醫學物理師之甄審及資格認定，係由人民團體擬定辦法及執行，而非透過國家考試制度進行。治療計畫之設計與設備醫療曝露品保作業之執行，主要由醫學物理師負責，且放射治療技術日新月異，對醫學物理師在質與量上的需求亦隨之增加，故將其資格認定辦法法制化，增加考核量能，以提升國內醫學物理師及放射治療之品質。本計畫將收集美國放射學委員會(American Board of Radiology, ABR)、日本醫學物理師資格認證委員會(Japanese Board for Medical Physicist Qualification, JBMP)、國際醫學物理認證委員會(International Medical Physics Certification Board, IMPCB)、香港醫學物理學會(Hong Kong Association of Medical Physics, HKAMP)、中華民國醫學物理學會(Chinese Society of Medical Physics, Taipei; CSMPT)之公開網頁資訊，探討之項目包含：甄審申請人資格、甄審考試形式流程、申請甄審之費用、甄審考試之頻率、甄審考試內容範圍、認證維護與繼續教育。

工作項目 2.

新型放射治療技術劑量驗證及其品質保證作業精進與臨床可行性評估研究

針對國內臨床放射治療用低能量影像導引系統，其影像品質與導引位置準確性相關作業，至少抽樣 40 台設備進行實地訪查與分析，以驗證 105 年擬訂之品質保證程序與導則應用於國內放射治療設備之執行狀況與可行性，並據以精進、提出放射治療用低能量影像導引系統納入醫療曝露品保法規有效可行之實施建議。

(一) 資料蒐集

以 Google 表單調查及彙整國內具有影像導引功能之設備的基礎資料，包括：IGRT 系統型號、單位執行 IGRT 品保之頻率(包含導引位置準確性或影像品質之任一品保項目)、IGRT 品保所需執行總時間(執行程序、影像分析、品保紀錄)、IGRT 品保影像分析方式、單位每台直線加速器每日平均治療人數、健保病人平均 IGRT 技術使用頻率、自費病人平均 IGRT 技術使用頻率、設備是否執行 SRS/SBRT 技術、單位具有之 IGRT 品保作業假體、IGRT 技術影像條件。具影像導引功能之醫用直線加速器的成像系統如圖 3.所示。



圖 3. 具影像導引功能之醫用直線加速器的成像系統。

(二) 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

- 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。
- 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

- 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。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

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)

- 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。
- 啟動成像系統，取得測試假體的 2-D kV (MV) 影像；2-D 影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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

IV. 影像比例準確性

- 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。

- 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。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

V. 影像方向準確性

- 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。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

VI. 影像導引治療床位移準確性

- 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。
- 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) 為治療計畫等中心點，建立其治療計畫及 2D 與 3D 定位影像。

- 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。
- 選擇該假體之治療計畫，啟動影像導引功能。
- 分別以 2D (kV 及 MV 平面影像) 及 3D (CBCT) 影像導引功能，執行影像導引定位。
- 依照影像導引定位結果移動治療床。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

VII. 高對比 (空間) 解析度

- 使用量測高對比之假體 (例如：測試 2D MV 影像的 Las Vegas 假體、測試 2D kV 影像的 TOR 18FG 假體、測試 3D kV-CBCT 影像的 Catphan 假體或儀器廠商提供之類似設備)。
- 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。
- 啟動成像系統，取得測試假體的 2D kV (MV、CBCT) 影像。CBCT 的取像應包含頭部 (head) 及軀體 (body) 影像模式。
- 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，TOR 18FG 假體以及 Catphan 504 假體中 CTP528 區段的高對比標誌圖譜]。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。

- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

VIII. 低對比影像偵測度

- 使用量測低對比之假體（例如：測試 2D MV 影像的 Las Vegas 假體、測試 2D kV 影像的 TOR 18FG 假體、測試 3D kV-CBCT 影像的 Catphan 假體或儀器廠商提供之類似設備）。
- 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。
- 啟動成像系統，取得測試假體的 2D kV（MV、CBCT）影像。CBCT 的取像應包含頭部（head）及軀體（body）影像模式。
- 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、TOR 18FG 假體或 Catphan 504 假體中 CTP-515 區段的低對比標誌圖或 Catphan 503 假體中 CTP404 區段]，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。

- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

IX. CBCT 影像均勻度及雜訊評估

- 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）。

- 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。
- 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。
- 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)。
 - (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。

- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

X. CBCT 影像 CT 值準確性

- 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。
- 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。

- 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。
- 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。
- 分析並記錄其平均 CT 值。
- 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

- 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。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

II. 影像比例準確性

- 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。
- 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。

- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

III. 影像方向準確性

- 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。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

IV. 影像導引治療床位移準確性

- 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。
- 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 3D 定位影像。
- 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）。
- 選擇該假體之治療計畫，啟動影像導引功能。
- 以 MVCT 影像導引功能，執行影像導引定位。
- 依照影像導引定位結果移動治療床。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

V. 高對比（空間）解析度

- 使用量測高對比假體 [例如：插入測試高對比插柙的 Cheese

phantom 或儀器廠商提供之類似設備]。

- 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。
- 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

VI. 低對比影像偵測度

- 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 或儀器廠商提供之類似設備)。
- 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。
- 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

VII. MVCT 影像均勻度及雜訊評估

- 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)。
- 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。
- 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像。

- 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 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）
 - (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。
- 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。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

VIII.MVCT 影像 CT 值準確性

- 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 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。
- 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。
- 啟動成像系統，取得測試假體的 MVCT 影像。
- 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。
- 分析並記錄其平均 CT 值。
- 記錄分析結果，確認符合建議容許值。

四、 預定進度

預定進度：111 年														
工作項目	月												備註	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
研究計畫資料蒐集	—————▶													
人員訓練	—————▶													
製作放射治療設備之品質保證精進作業示範教學影片			※	—————▶										
辦理教育訓練課程		—————▶												
現場訪查、量測			—————▶										※	
數據分析整理			—————▶										※	
研究論文撰寫										—————▶				
年度結案報告										※	—————▶			
工作進度估計百分比 (累 積 數)	5%	10%	15%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%		
預 定 查 核 點	第 1 季：資料蒐集及現場查核工作紀錄製作完成。 第 2 季：現場查核工作完成 40% 以上。 第 3 季：現場查核工作完成 60% 以上。 第 4 季：現場查核工作完成 80% 以上。開始撰寫研究論文及年度結案報告。													
說明：1.工作項目請視計畫性質及需要自行訂定。預定進度以粗線表示其起迄日期。 2.「工作進度百分比」欄係為配合管考作業所需，累積百分比請視工作性質就以下因素擇一估計訂定：(1) 工作天數，(2) 經費之分配，(3) 工作量之比重，(4) 將達成目標之具體數字。 3.每季之「預定查核點」，請在條形圖上標明※符號，並在「預定查核點」欄具體註明關鍵性工作要項。														

五、 研究過程與結果

(一) 111 年行前說明會之會前會

- 時間：111/3/19，10:00~12:00
- 地點：陽明大學生醫工程館 1 樓 134 室
- 會議內容：詳細規劃品保作業訪查之方法與細節、品保作業示範教學影片拍攝方法及可行性、國外醫學物理師甄審規範之資料收集來源及項目，並總結本年度之目標。
- 簽到單

111 至 112 年度放射治療設備之醫療曝露
品質保證管制作業及項目精進研究
111 年行前說明會 會前會 簽到表

時間：111/3/19 (六) 10:00~12:00
地點：國立陽明交通大學 生醫工程館 1 樓 134 室

簽到	備註	簽到	備註
連可宇		劉明祥	
曾孫珩		李鍾宇	
馮真如		陳合順	
林妙蓉		蕭安同	
		李心月	

- 會議照片





(二) 人員訓練

- 上課時間：111/4/2，09:00~15:00
- 上課地點：陽明交通大學生醫工程館 1 樓 134 室
- 授課教師：蕭安成醫學物理主任
- 授課內容：臨床放射治療用低能量影像導引系統之影像品質與導引位置準確性相關作業。
- 簽到單

**111 至 112 年度放射治療設備之醫療曝露
品質保證管制作業及項目精進研究
111 年行前教育訓練 簽到表**

時間：111/4/2 (六) 9:00-17:00
地點：國立陽明交通大學 生醫工程館 1 樓 134 室
授課教師：蕭安成醫學物理主任

授課內容：多葉準直儀葉片邊移速度、多葉準直儀葉片位置準確度之品保作業方法，國內臨床放射治療用低能量影像導引系統之影像品質與導引位置準確性相關作業。

簽到	備註	簽到	備註
馮真如	NYCU	連可宇	
曾靜怡			
曾承承			
蕭安成			
劉作明	AEC		
黃品靜	AEC		
簡于鈞	AEC	張世明	

➤ 會議照片



(三) 教育訓練課程-111 年行前說明會

- 時間：111/3/26，11:30~12:30
- 報告者：李紳豪
- 課程內容：於中華民國醫學物理學會舉辦之 3 月份線上月會，報告 111 至 112 年度放射治療設備之醫療曝露品質保證管制作業及項目精進研究訪查事前說明會。

(四) 111 年執行訪查結果

1. 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
全台總計共 154 臺醫用直線加速器、35 臺遙控式後荷近接治療機、

20 臺電腦斷層治療機、8 臺加馬刀及 5 臺電腦刀，總共 222 臺放射治療設備，本計畫將分兩年完成臨床品保作業，每年計 111 台。111 年總共完成了 77 臺醫用直線加速器、18 臺遙控式後荷近接治療機、11 臺電腦斷層治療機、3 臺加馬刀及 2 臺電腦刀，總共 111 臺放射治療設備之現場查核工作，已達到 111 年之訪查目標。

(1) 醫用直線加速器射束輸出劑量準確性

醫用直線加速器包含光子與電子射束，臨床使用中之光子能量包含 6、10、15 MV，以及無整平濾片式光子射束其能量包含 6FFF、10FFF，電子能量包含 6、8、9、12、15、18、20 MeV，所有能量的射束輸出劑量準確性檢查結果，其誤差皆在 2% 以內，皆能符合法規所規範。結果如圖 4. 所示，83.8% 的光子射束，與 81.9% 的電子射束，其輸出劑量準確性在 1% 以內。

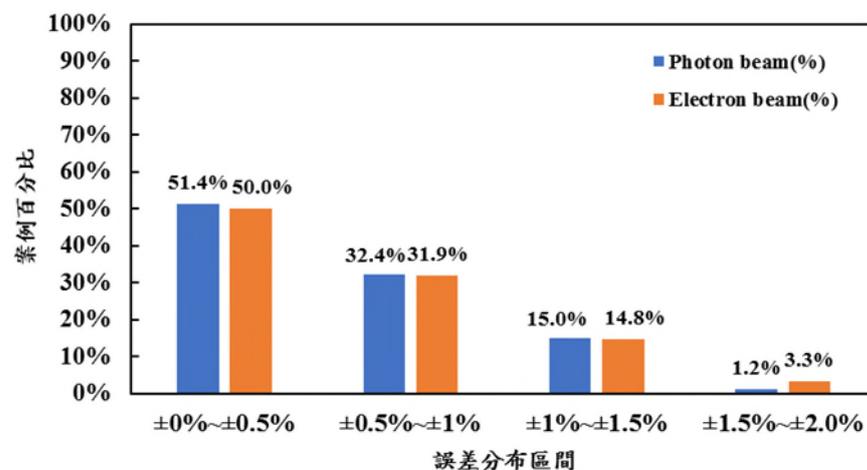


圖 4. 醫用直線加速器射束輸出劑量準確性之結果。

(2) 醫用直線加速器射束中心軸於治療深度之劑量參數

醫用直線加速器光子射束中心軸於治療深度之劑量參數，包含無整平濾片式光子射束，其量測值與基準值之誤差皆小於 2%，符合法規之規範，電子射束中心軸於治療深度之劑量參數，其量測值

與基準值之誤差皆小於 2% 或於深度 2 mm 以下，符合法規之規範。

總計 94.2% 光子射束與 61.9% 電子射束，其射束中心軸於治療深度之劑量參數誤差在 1% 以內，且誤差在 0.5% 以內之光子射束達 79.8%，結果如圖 5. 所示。

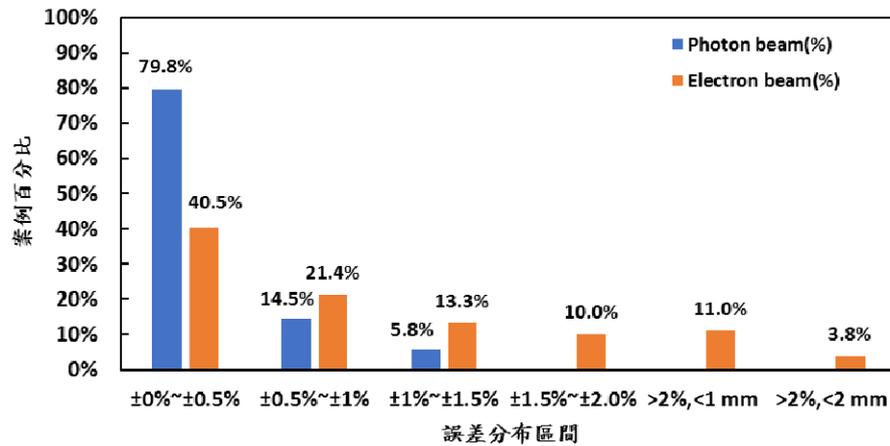


圖 5. 醫用直線加速器射束中心軸於治療深度之劑量參數結果。

(3) 醫用直線加速器射束剖面劑量分佈一致性與對稱性

對所有能量之光子和電子射束量測 Transverse (Cross-plane) 及 Longitudinal (In-plane) 的射束劑量分佈圖，記錄 80% 照野範圍內之射束剖面劑量分佈一致性數據及對稱性數據。而無整平濾片式光子射束，則是記錄 20×20 cm² 照野範圍中，兩側 80% 及 20% 照野範圍的相對劑量讀值，量測值與各點建立之基準值相比較。醫用直線加速器之射束剖面劑量分佈一致性結果如圖 6. 所示，93.8% 之光子射束與 90.7% 之電子射束，其射束剖面劑量分佈一致性之誤差在 1% 以內，且誤差在 0.5% 以內之光子射束達 75.6%，而誤差在 0.5% 以內之電子射束達 74.3%，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。醫用直線加速器之射束對稱性如圖 7. 所示，81.1% 之光子射束與 81.2% 之電子射束，其射

束對稱性之誤差小於 1%。

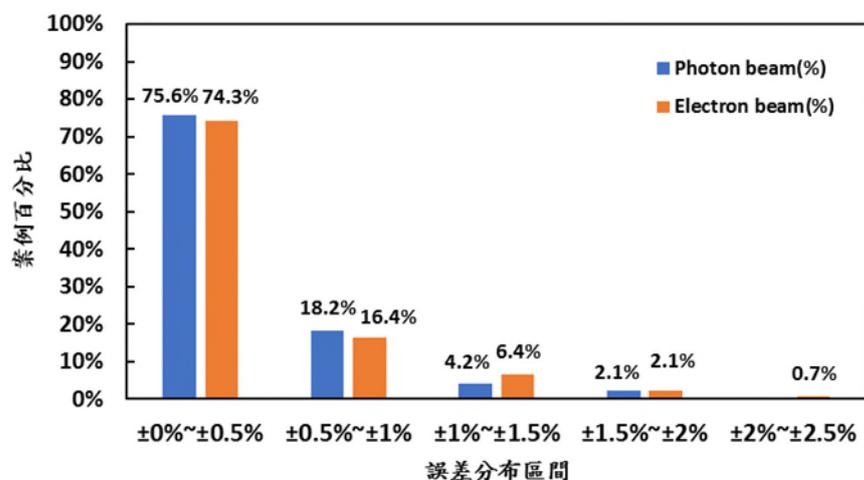


圖 6. 醫用直線加速器射束剖面劑量分佈一致性結果。

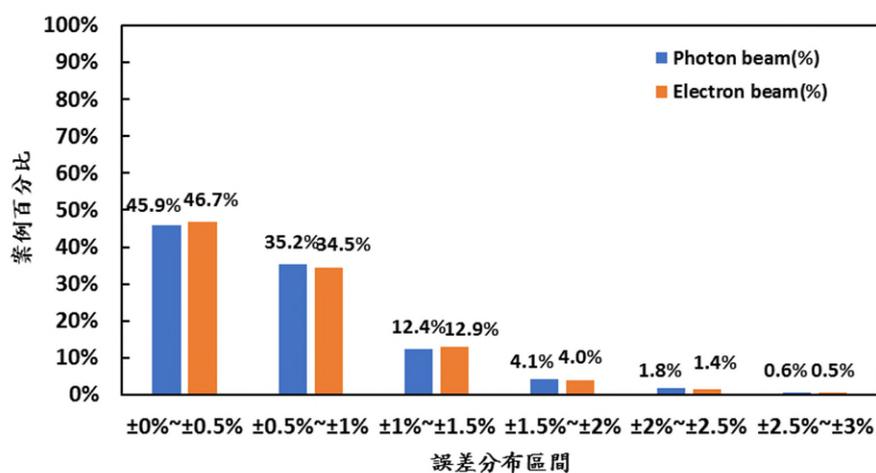


圖 7. 醫用直線加速器射束對稱性結果。

(4) 醫用直線加速器多葉準直儀葉片遷移速度

依照原能會公告之程序書，將旋轉臂分別置於水平方向 90° 及 270° 執行 MLC 遷移速度校驗，為考慮到重力對於 MLC 遷移速度的影響。各單位亦可以根據需求增加 MLC QA 的內容或執行程序，例如設定機頭從 90° 轉至 270°，MLC 遷移速度校驗程序並不限定固定角度。基於普遍適用性的顧慮，建議可維持目前的執行

程序。治療機對於 Dynamic MLC Delivery 方式在 MLC 遷移速度有其技術規格的低限值，在技術規格的容許範圍內時，若 MLC 遷移速度較慢，治療機會同步調整 MU rate 以配合治療計畫所設定的 MU 值，這屬於 Dynamic MLC Delivery 技術的相關控制項目，若是使用 VMAT 技術，MLC speed、MU rate and gantry speed 同步都會配合調整，然而 IMRT 或 VMAT 治療計畫 MLC 的最大遷移速度往往是影響 MU rate 的主要因素，因此，確保 MLC 系統的最大遷移速度穩定性是重要的 QA 項目。尚有幾家單位並無記錄設定之多葉準直儀葉片遷移速度，或沒有建立多葉準直儀葉片遷移速度基準值，已和臨床單位討論及建議，亦可與工程師討論所使用的系統 Dynamic MLC Delivery 方式的 MLC 最大遷移速度容許誤差值。訪查之結果顯示，所有受訪單位多葉準直儀葉片遷移速度之誤差皆小於每秒 0.5 cm 以下。

(5) 醫用直線加速器多葉準直儀葉片位置準確度

醫用直線加速器多葉準直儀葉片位置準確度之訪查結果顯示，有在執行強度調控治療技術之治療設備，其訪查結果約有 3% 的治療設備其誤差接近 2 mm，超出法規規範之 1 mm 容許誤差值，立即通知儀器廠商前來調整多葉準直儀葉片位置，進行複檢，在物理師和儀器廠商偕同調整之下，所有設備皆能符合法規規範。由此可見放射治療設備之醫療曝露品質保證管制作業，有其必要性。建議較老舊之機器應多加注意葉片位置之準確度。若是使用光照野系統使照野形狀投影在方格紙上，當葉片位置準確度超出法規規範而經調整後，建議再以輻射照野照射輻射變色軟片，分析確認葉片位置準確度，以得知在輻射照射下真實之情形。

(6) 遙控後荷式近接治療機品保訪查結果

射源強度之結果如圖 8.所示，使用井型游離腔量測，與原廠活度相比之誤差皆小於 4%，符合法規之規範，而計算值之誤差則皆小於 1%。遙控後荷式近接治療機之其他項受檢項目，包括輻射源傳輸速率、輻射源停留位置及輻射源停留時間，其誤差皆符合法規規範之誤差容許值。

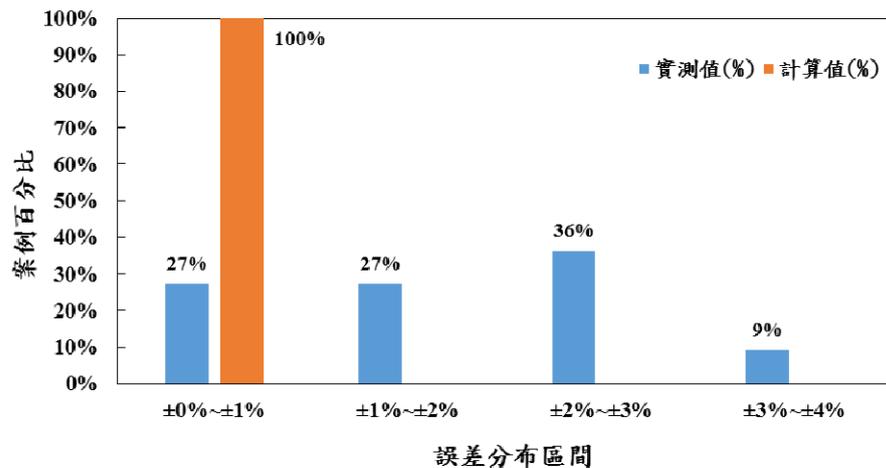


圖 8. 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備輻射源強度統計結果。

(7) 電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀之品保訪查結果

電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀之輸出劑量準確性之結果如圖 9.所示，其誤差皆小於 1.5%，符合法規之規範。目前多數臨床單位在執行電腦斷層治療機之輸出劑量準確性品保作業時，仍以固定角度 (static beam output) 之方式進行量測，建議使用 TG-148 報告之旋轉輸出 (rotational beam output) 方式進行量測，較符合電腦斷層治療機於臨床治療時，患者所接受之劑量。而電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀之其餘受檢項目皆符合法規規範之容許誤差值。

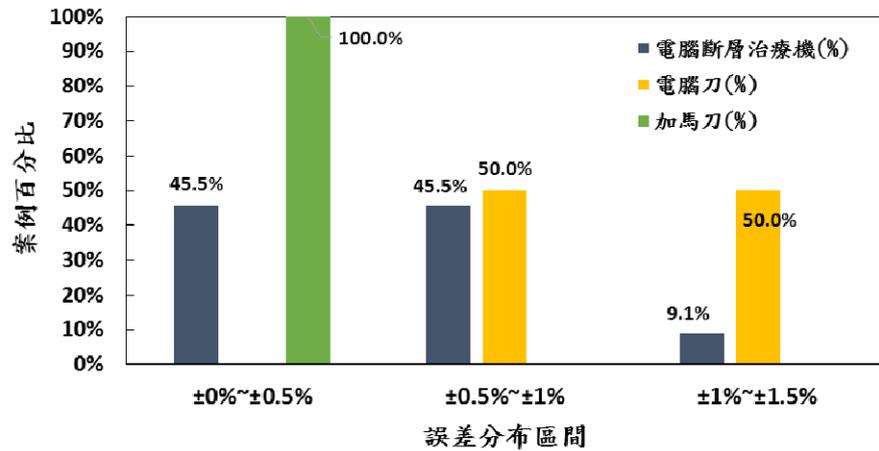


圖 9. 電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀之輸出劑量準確性統計結果。

2. 新型放射治療技術品質保證作業執行狀況與可行性

在各臨床醫療單位參與下，針對國內臨床放射治療用低能量影像導引系統，其影像品質與導引位置準確性等相關品保項目，訪查設備進行分析。本年度收取共計 41 台低能量影像導引系統品質保證作業結果，包含 36 台直線加速器及 5 台電腦斷層治療儀，達到 111 年實地訪查工作目標。

(1) IGRT QA record worksheet

本計畫在進行 IGRT 品保實地訪查前，提供訪查單位 IGRT QA record worksheet 表格，此表格為延續 105 年擬訂之品質保證程序與導則，驗證其應用於國內放射治療設備之執行狀況與可行性，其影像導引系統品質保證建議項目與誤差容許值列於表 2.表 3。

表 2. 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)

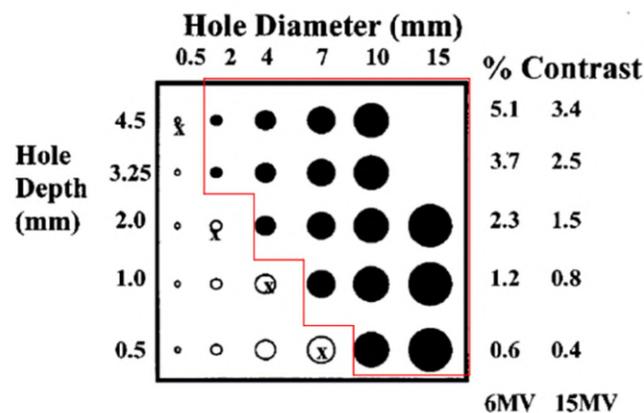
每月		
平面影像與錐形電腦斷層影像(包含 kV 與 MV)		
適用範圍之建議誤差容許值		
項目	非立體定位放射手術(治療)	立體定位放射手術(治療)
III. 影像與治療座標中心一致性 (多角度)	2.0 毫米以下 (各軸)	1.0 毫米以下 (各軸)
IV. 影像比例準確性	2.0 毫米以下 (各軸)	1.0 毫米以下 (各軸)
V. 影像方向準確性	1.0 度以下	0.5 度以下
VI. 影像導引治療床位移準確性	2.0 毫米以下 (各軸)	1.0 毫米以下 (各軸)

表 2. (續)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。

年度		
平面影像與錐形電腦斷層影像(包含 kV 與 MV)		
項目	適用範圍之建議誤差容許值	
	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	

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 Catphan503 假體中的 CTP404 區段取像，其低對比偵測度計算公式如下:

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

$CT_{\text{polystyrene}} = -35$, $CT_{\text{LDPE}} = -100$, $\text{Mean}_{\text{polystyrene}}$ 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} 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)。

表 3. 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 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。

(2) 醫用直線加速器影像導引系統品質保證建議項目訪查資料統計

本年度共訪查 36 台醫用直線加速器(圖 10)，地點囊括北、中、南部地區醫院或醫學中心等醫療院所。操作執行之物理師皆以 105 年擬訂之 IGRT QA record worksheet 為準則，依據臨床實際使用之影像導引技術種類(2DkV、2DMV、CBCT)完成紀錄表格。

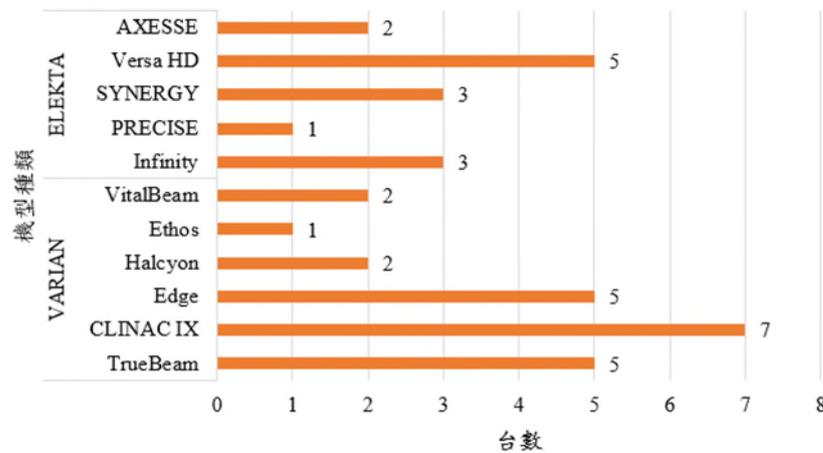


圖 10.直線加速器 IGRT QA 實地訪查機型統計

- 直線加速器 CBCT 影像導引治療床位移準確性，其 X 軸向及 Y 軸向誤差值皆符合誤差容許值建議：非立體定位放射手術(治療) ≤ 2.0 mm，立體定位放射手術(治療) ≤ 1.0 mm，結果如圖 11.所示。此外，Z 軸向誤差值結果 95%以上皆符合誤差容許值建議。

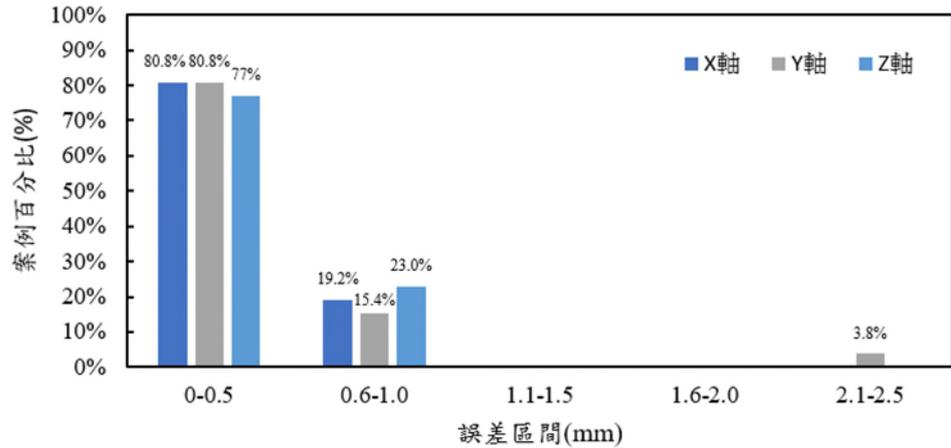


圖 11.直線加速器 CBCT 影像導引治療床位移準確性訪查結果

- 直線加速器 2D kV 影像方向準確性，其誤差值皆符合誤差容許值建議：非立體定位放射手術(治療) $\pm 1^\circ$ ，立體定位放射手術(治療) $\pm 0.5^\circ$ ，結果如圖 12.所示。

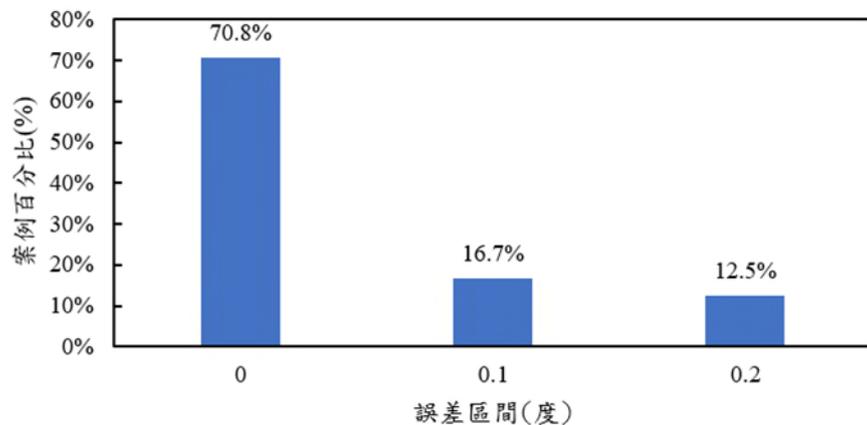


圖 12. 2D kV 影像方向準確性訪查訪查結果

- 直線加速器 CBCT H&N 高對比(空間)解析度所使用之影像校驗假體為 Catphan phantoms，使用型號依各單位配備不同包含 model 503、504、604。誤差值統計結果 75%以上皆符合誤差容許值建議：CBCT 影像 ≥ 5 line pair/cm，結果如圖 13. 所示。

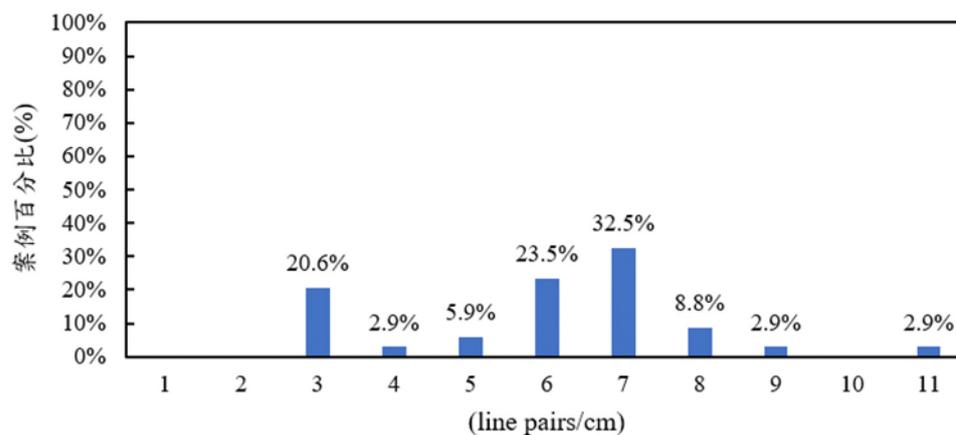


圖 13. CBCT H&N 高對比(空間)解析度訪查結果

- 2D kV 低對比影像偵測度所使用之影像校驗假體皆為 TOR 18-FG，其誤差值 80%皆符合誤差容許值建議：kV 平面影像 ≥ 12 Discernable Disk，結果如圖 14.所示。

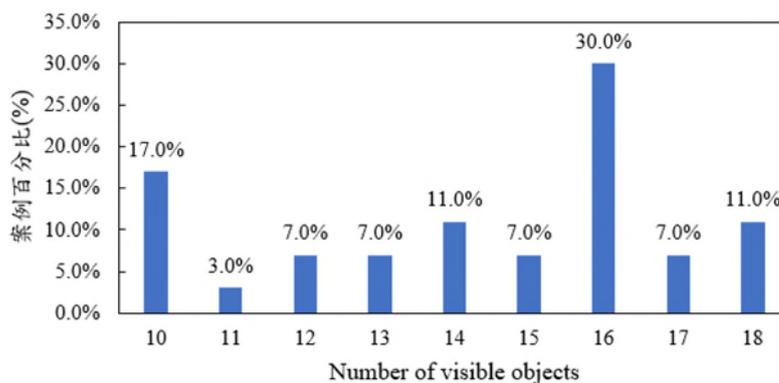


圖 14. 2D kV 低對比影像偵測度訪查資料統計

(3) 螺旋刀影像導引系統品質保證建議項目訪查資料統計

本年度共訪查 5 台醫用螺旋刀(圖 15)，地點囊括北、中、南部地區醫院或醫學中心等醫療院所。操作執行之物理師皆以 105 年擬訂之 IGRT QA record worksheet 為準則。

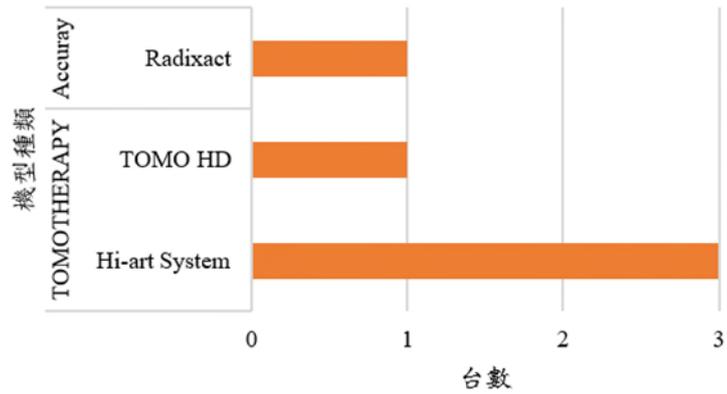


圖 15.螺旋刀實地訪查機型統計

- MVCT 影像方向準確性，量測軸向包含影像中 Pitch、Roll、Yaw 三軸，其誤差值皆符合誤差容許值建議：非立體定位放射手術(治療) $\pm 1^\circ$ ，立體定位放射手術（治療） $\pm 0.5^\circ$ ，結果如圖 16. 所示。

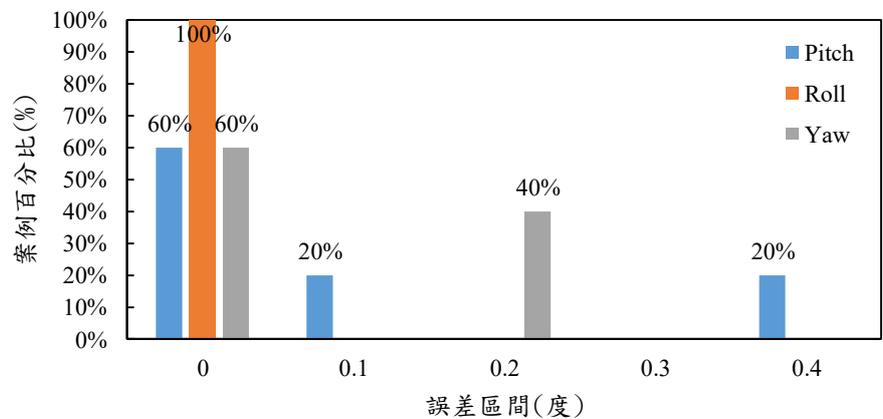


圖 16. 螺旋刀影像方向準確性訪查資料統計

- MVCT 影像高對比（空間）解析度所使用之影像校驗假體皆為 Cheese phantom，其誤差值皆符合誤差容許值建議：1.6mm object \geq 第 3 行可分辨，結果如圖 17.所示。

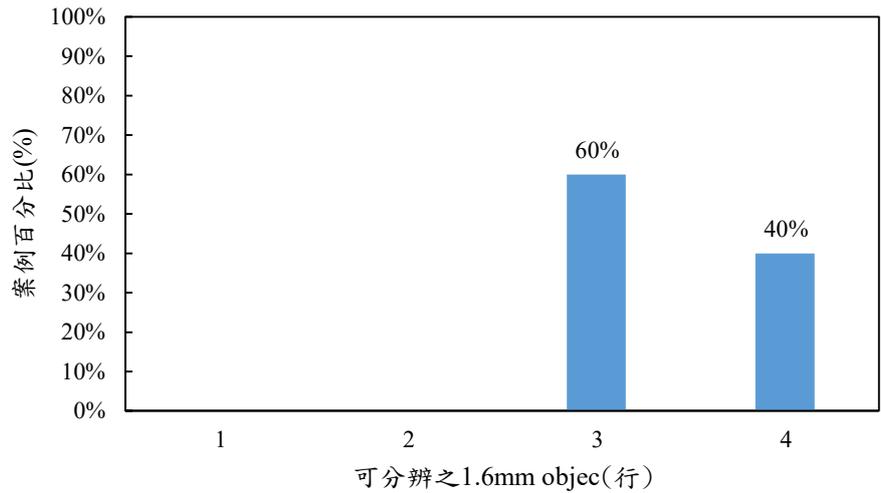


圖 17.螺旋刀高對比（空間）解析度訪查資料統計

- MVCT 影像低對比影像偵測度藉由是否可在 Cheese phantom MVCT 影像中辨識出不同材質之 plug 所判定，其誤差值皆符合誤差容許值建議：Density plug visible(符合可見數量)，結果如圖 18.所示。

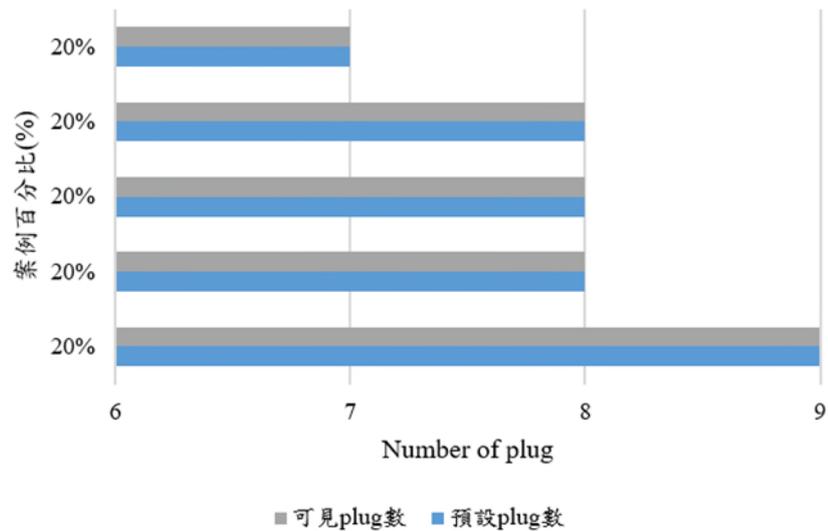


圖 18. 低對比影像偵測度訪查資料統計

(4) IGRT QA 實地訪查回饋與建議方法

- a. IGRT 品保作業程序操作方式仍未普及，使完成其品質保證作業項目時間冗長。

建議方法:醫學物理學會定期舉辦講座及線上課程，內容包括推廣新型放射治療技術品質保證作業操作流程、影像品質相關假體介紹、影像系統操作介面教學等，使臨床物理師能更熟悉相關品保操作流程，縮短整體操作時間。

- b. 影像校驗假體不同，使現場品保人員需將其操作方法變通轉換為相應該假體之操作方式，若超過建議誤差容許值後續是否有程序可遵循?

建議方法:若執行之影像校驗假體不同，建議誤差容許值可當作一參考之標準，以接機測試或第一次執行此品保項目之結果當作基準值，並根據定期執行此品保項目之結果觀察影像導引系統是否有經過時間而影像品質降低的情形，若有此趨勢則可回報至工程師做後續追蹤。

- c. 對於缺少 IGRT QA 假體而無法執行之醫院是否有替代方案。

建議方法:若醫療單位缺少影像品質相關假體，建議可以查詢該機台接機測試手冊內關於影像導引系統測試之內容，確認其影像品質保證作業操作方法並執行。

- d. 針對廠牌、機型不同之機器如何統一標準。

建議方法:本計畫延續 105 年擬訂之品質保證程序與導則，驗證其應用於國內放射治療設備之執行狀況與可行性，因國內放射治療設備具低能量影像導引系統之廠牌、機型各異，故其建議誤差容許值若無法符合該操作機台之實際情況，可紀錄並審視該機台接機測試手冊內關於影像導引系統測試

之內容，定期操作並觀察其變化。

- e. 對本年度所量測 111 臺放射治療設備之現場查核工作與 41 台低能量影像導引系統品質保證作業結果，是否有相關查核方式之建議。

建議方法：本年度所進行之實地訪查，其查核方式為先行寄電子郵件詢問單位負責人訪查日期時間，再調查參與低能量影像導引系統品質保證作業之意願。此方式實施過程中仍有部分醫院無法如期聯繫，如受疫情影響或人員調動，故建議應搭配電話聯繫的方式。

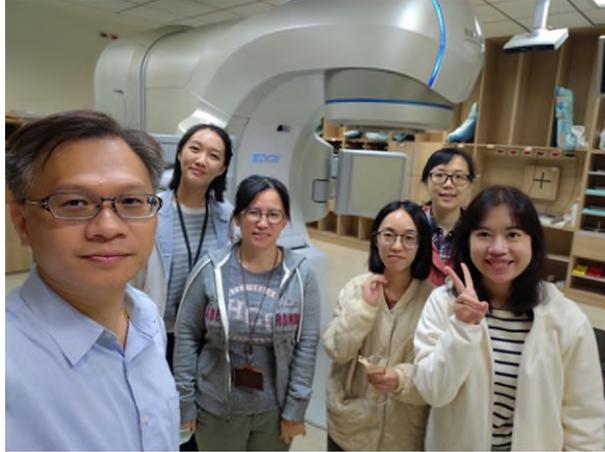
(5) 新冠肺炎疫情之影響與因應

臺灣於今年 5 月疫情嚴重，確診人數居高不下，尤其當時以臺灣北部較為嚴峻，本計畫提供 N95 口罩給訪查人員使用，並先與中南部之醫療院所聯繫安排訪查時間。各醫療院所為因應疫情而採取感染控制之措施，有的受檢單位對於進出放射腫瘤科之人員要求提供兩日內快篩陰性證明，本計畫亦提供訪查人員快篩試劑，於訪查當天進行快篩，並將陰性結果以照片方式提交給受檢單位留存證明，或者到受檢單位現場快篩，快篩結果為陰性方能繼續訪查之作業，若為陽性則擇日進行。

於執行過程中，亦有遇到受檢單位因工作人員確診或在隔離中而因此延後改期之狀況，而有些單位，則在預定訪查日期前即提出期望能延至疫情改善之時期再進行。新冠肺炎疫情造成受檢單位之人手不足或人心惶惶之現象，使其受訪意願降低並增加了訪查執行進度之困難與不確定性。

(五) 品保作業示範教學影片

- 拍攝地點：長庚醫療財團法人林口長庚紀念醫院
- 拍攝設備：醫用直線加速器



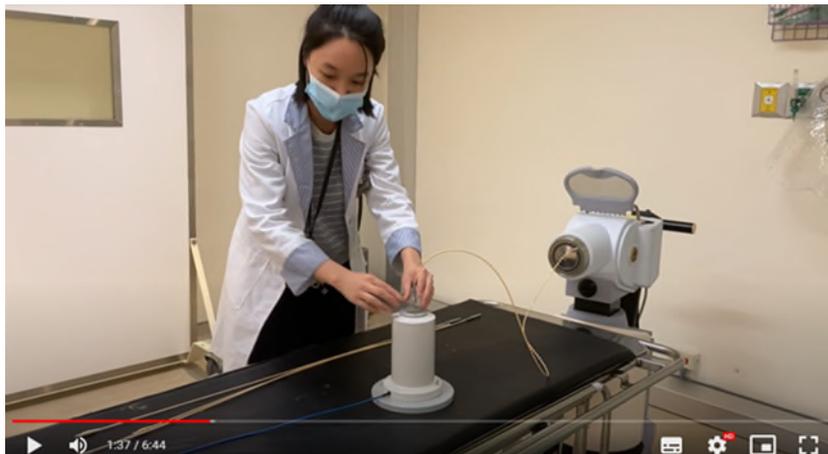
- 影片截圖：



- 拍攝設備：含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備



- 影片截圖：



(六) 收集國外醫學物理師之甄審、考核之相關規範

放射治療計畫之設計與設備醫療曝露品保作業之執行，主要由醫學物理師負責，且放射治療技術日新月異，設備醫療曝露品保項目隨之增加，對醫學物理師在質與量的需求亦提高，目前國內醫學物理師之甄審及資格認定辦法由人民團體擬定辦法及執行，而非透過國家考試制度進行，將其資格認定辦法法制化，給予資格認證，以提升國內醫學物理師及放射治療之品質。以下收集國內外醫學物理師甄審及考核之相關規範，

並進行國內外甄審制度之比較。

1. 甄審申請人資格

➤ 美國放射學委員會(American Board of Radiology, ABR)

申請第一部分考試，必須滿足以下條件之一：

- (1) 就讀 CAMPEP 認證的學程（醫學物理學碩士或博士學位），須證明考生在考試日期之前已完成或將完成學程。
- (2) 畢業於 CAMPEP 認證的學程（醫學物理學碩士或博士學位）。
- (3) 完成 CAMPEP 認證的學程，並在報名時完成了博士學程。
- (4) 已完成 CAMPEP 認可的住院物理師訓練資格(CAMPEP-accredited residency)。
- (5) 參加 ABR 批准的 Structured Mentorship program。

此外，如果已取得 CAMPEP 認證證書或住院物理師學程，但所有學位都不是美國或加拿大的，則必須由國家學歷認證評估服務協會(National Association of Credential Evaluation Services, NACES)對學位進行評估，並直接提交給 ABR。

➤ 日本醫學物理師資格認證委員會(Japanese Board for Medical Physicist Qualification, JBMP)

■ 醫學物理師

日本醫學物理學會正式會員，符合下列條件之一者，可參加考試。

- (1) 修讀或完成本委員會認證的醫學物理教育課程一年以上者。
- (2) 具有理工科碩士及以上學歷，且績效考核成績在《醫學物理師資格認證制度實施細則》規定的 5 學分以上

者。

- (3) 具有輻射技術（含進階課程）本科及以上學歷，並按照章程規定進行績效考核 5 學分以上者。
- (4) 具有醫學研究所校院，設立醫學物理學程之碩士學位以上學歷，取得章程規定的績效考核達到 5 學分以上者。
- (5) 被特別認可為對醫學物理學的發展做出貢獻的人，無論其教育背景。

作為特殊措施，除前述條件外，符合下列條件之一者有資格參加考試。

- (1) 2012 年前取得理工科學士學位，具有 3 年以上醫學經驗的人。
- (2) 2012 年前取得放射技術專業學士學位，具有 2 年以上醫學經驗的人。
- (3) 2010 年前取得放射技師執照，具有 5 年以上醫學經驗者。
- (4) 2010 年前取得除醫生或牙醫以外的醫學或牙科博士學位，以及有 1 年以上醫學經驗者。

■ 治療專門醫學物理師

符合下列條件者，可參加治療醫學物理師資格考試。

- (1) 取得醫學物理師資格。
- (2) 申請時，具有至少 3 年的醫學物理治療領域臨床經驗。
- (3) 申請時不擔任專業考試委員會委員。

- 國際醫學物理認證委員會 (International Medical Physics Certification Board, IMPCB)
 - (1) 第一部分筆試 (普通醫學物理)：需從認可的學院或大學畢業，獲得物理學、醫學物理學或相關之物理或工程科學學科的同等學位 (碩士或博士學位)。
 - (2) 第二部分筆試 (醫學物理專業)：需在申請考試日期之前進行 2 年培訓。培訓須由同一領域經認證之醫學物理師 (Certified Medical Physicist, CMP) 的監督下進行，或在具有與 CMP 同等專業經驗和專業知識合格人員的監督下進行。
- 香港醫學物理學會 (Hong Kong Association of Medical Physics, HKAMP)
 - (1) 申請參加第一部分或第二部分認證考試的考生必須是 HKAMP 的會員 (正式或準會員)。
 - (2) 申請第一部分考試的考生應在考試當天前，至少有一年的公認全職物理師工作經驗。(具有 11 個月或以上的公認全職工作經驗者仍可申請，但須取得其物理師主管的同意。)
 - (3) 申請第二部分考試的考生應在考試當天，在 HKAMP 認可的培訓中心至少有兩年的公認全職工作經驗。(具有 1 年 11 個月或以上的公認全職工作經驗者仍可申請，但須取得其物理師主管的同意。)
- 中華民國醫學物理學會 (Chinese Society of Medical Physics, Taipei ; CSMPT)
 - (1) 國內外公私立大專相關科系畢業，並為本學會會員一年以上者可申請甄審醫學劑量師資格。自民國 103 年起，申請

甄審醫學物理師資格者，須於國內外公私立大專相關研究所獲碩士以上(含)學位，並為本學會會員一年以上者。

- (2) 曾修習本學會認可之醫學物理相關科目二十學分以上並具有證明者。
- (3) 申請甄審醫學物理師資格者，需在本學會認可之醫療機構從事醫學物理相關工作四年（碩士）、三年（醫學物理本科碩士）、二年（博士）以上者，並需在合格醫學物理師指導訓練下從事該項工作。

2. 甄審考試形式流程

➤ ABR

- (1) 符合申請資格標準。
- (2) 通過第一部分電腦線上測驗（基礎考試和臨床考試）。
- (3) 通過第二部分電腦線上測驗（診斷、治療及核子醫學物理專業）。
- (4) 通過第三部分口試。

符合委員會規定的培訓要求並通過上述三個部分考試者將獲得證書。

➤ JBMP

■ 醫學物理師

- (1) 符合申請資格標準。
- (2) 通過物理工學科目考試(問答題及多選題)及醫學生物考試(多選題)。

■ 治療專門醫學物理師

- (1) 符合申請資格標準

(2) 初級考試(筆試)

(3) 二次考試(口試)

➤ IMPCB

(1) 符合申請資格標準。

(2) 通過第一部分筆試(普通醫學物理)。

(3) 通過第二部分筆試(醫學物理專業)。

(4) 通過第三部分口試(醫學物理專業)。

(5) 若未能通過三部分考試的任何一部分,可在1年內申請重考該部分考試。若任何部分的考試已重考3次未通過,應重新申請完整考試程序。

IMPCB 將提供第一部分和第二部分線上考試,按公告日進行。

➤ HKAMP

(1) 第一部分多選題筆試。

(2) 第二部分考試(筆試和口試)。主要側重於下列專業之一(由考生在申請時指定)。

✓ 放射治療物理學

✓ 影像物理學

✓ 工程物理學

✓ 保健物理學

➤ CSMPT

申請人須向本會提出下列文件

(1) 醫學物理師或醫學劑量師甄審申請書乙份(向本會索取)。

(2) 國內外大專院校畢業證書影印本乙份。

(3) 繳交修習醫學物理相關學分證明文件。

(4) 醫院或醫療機構在職證明書(含負責訓練合格醫學物理師

簽章)。

(5) 三年內參與之研究計畫與發表之論文影本。

甄審分筆試與口試，筆試及格者方可參加口試。筆試與口試成績皆及格者其甄審方為合格。筆試與口試皆採分科考試方式，各科成績採百分法計算。筆試成績中基礎醫學成績不及格而其他科目全部及格者，得參加口試，但口試科目需加考基礎醫學，口試基礎醫學仍不及格者其筆試成績即不合格，其所通過口試科目亦不得保留。

3. 申請甄審之費用

➤ ABR

考試項目	費用(USD)
報名費	640
第一部分考試費用	250
第一部分複試費用	250
第二部分考試費用	250
第二部分複試費用	250
第三部分考試費用	780
第三部分複試費用	390

複試費用為未通過第一次考試時收取的一次性重考費用。

➤ JBMP

■ 醫學物理師

考試費用：20,000 日元。

■ 治療專門醫學物理師

初級考試(筆試)：20,000 日元

二次考試(口試)：20,000 日元

➤ IMPCB

考試項目	費用(USD)
第一部分	100
第二部分	100
第三部分	350

委員會已決定為筆試提供線上考試選項，線上考試平台將收取額外費用，除了 100 美元的基本費用外，還需支付 80 美元。

➤ HKAMP

考試項目	費用(HK)
第一部分	2,000
第二部分(Part IIA + IIB)	3,000

- (1) 考試費不予退還。
- (2) 重考 Part IIA 的費用為 HK\$1,500，重考 Part IIB 的費用相同。
- (3) 通過 Part IIA 的考生可以將結果帶到隨後幾年的 Part IIB 考試中。例如，若通過了 Part IIA 的考試，但未通過 Part IIB，只需在下一年重新參加 Part IIB，無需再繳費。

➤ CSMPT

報名者經本會審核後會再另行繳交考試費用台幣 3500 元整。補考口試者仍須填寫報名表並於通知後繳交考試費用台幣 1500 元整。

4. 甄審考試之頻率

➤ ABR

第一部分及第三部分考試頻率為一年兩次，第一部分考試

舉辦於 1 月及 8 月，第三部分考試舉辦於 4 月及 9 月；第二部分考試頻率為一年一次，舉辦於 8 月份。(以上資訊以 2023 年為主，第一部分考試於 2024 年開始將僅在 8 月舉辦)

➤ JBMP

■ 醫學物理師

一年一次，大約舉辦於 10 月，8 月進行報名。

■ 治療專門醫學物理師

一年一次，大約於 7 月公佈初試資訊。

➤ IMPCB

考試時間	考試地點
2019/2/9-10	沙烏地阿拉伯利雅得
2019/4/5-6	義大利的里雅斯特
2019/4/24-25	約旦安曼
2019/6/20-21	奧地利維也納
2019/9/6-7	智利聖地亞哥
2019/10/22-24	卡塔爾多哈
2019/12/12-13	義大利的里雅斯特
2020/2/8-9	沙烏地阿拉伯利雅得
2020/3	墨西哥尤卡坦州 (取消)
2021/12/13-14	孟加拉達卡
2021/12/16-17	義大利的里雅斯特

➤ HKAMP

每年舉行一次，考試資訊公告於學會網站。

➤ CSMPT

甄審每年舉行一次，考試方法、日期、地點及費用由本學會理事會決定後公佈之。

5. 甄審考試內容範圍

➤ ABR

第一部分考試，分為基礎考試和臨床考試兩部分，第二部分考試針對特定專業，第三部分口試旨在測試醫學物理師在特定專業中實踐應用醫學物理學的知識和能力，將由五位物理考官進行考試。第三部分口試內容與第二部分考試相同，但重點強調實踐臨床醫學物理、臨床判斷和溝通。

(1) 第一部分 基礎考試

- 原子/核物理、輻射源、輻射與物質的相互作用
- 輻射儀器與測量
- 診斷醫學物理學
- 核子醫學物理學
- 治療醫學物理學
- 輻射防護、安全、專業和倫理
- 資訊學、數學、統計學、影像處理與分析

(2) 第一部分 臨床考試

- 解剖學
- 放射生物學
- 人體生理學
- 基礎醫學/放射學/放射治療術語
- 臨床程序應用
- 病理學

(3) 第二部分 診斷醫學物理學

- 放射線攝影、乳房攝影、透視攝影和介入性影像
- 電腦斷層掃描

- 磁振造影和超音波
- 資訊學、影像顯示和影像原理
- 放射生物學、劑量學、防護和安全

(4) 第二部分 治療醫學物理學

- 參考和相對劑量學
- 治療機器
- 治療影像和治療室設計、病患安全、數據傳輸、專業和倫理
- 光子、電子、SRS、SBRT 之治療計畫、inter-fraction 與 intra-fraction 之差異、治療計畫系統安全
- 含放射性物質之遙控後荷式近接治療、輻射防護、放射生物學

(5) 第二部分 核子醫學物理學

- 輻射防護、安全、專業和倫理
- PET & Hybrid
- 單光子成像系統
- 輻射測量，包括劑量校正、井型計數器、輻射測量儀、甲狀腺探頭
- 臨床程序

➤ JBMP

■ 醫學物理師

(1) 物理工學科目

- 輻射物理學
- 統計
- 保健物理/輻射防護

- 放射診斷物理學
- 核子醫學物理
- 放射治療物理
- 輻射度量
- 醫學/影像資訊學
- 輻射相關法規和建議/醫學倫理

(2) 醫學生物科目

- 基礎醫學（解剖學、生理學、腫瘤病理學）
- 放射診斷
- 核子醫學
- 放射腫瘤學
- 放射生物學

■ 治療專門醫學物理師

(1) 成像、輻射防護和病患安全

- 放射治療計畫中使用的影像
- 用於患者對位的影像
- 放射治療中的輻射防護與安全管理體系

(2) 治療技術/治療方案

- 光子射束治療
- 電子射束治療、近接治療、粒子束治療
- 治療計畫設備和治療計畫的評估和驗證

(3) 放射治療設備和測量設備

- 驗收測試/調試/校準
- 放射治療設備的特點和 QA/QC
- 測量裝置的原理和特點

➤ IMPCB

(1) 第一部份筆試 (普通醫學物理)

- 基礎科目：物理、數學
- 生物物理學和基礎生物醫學科學
- 臨床醫療儀器和保健物理
- 放射物理和劑量學
- 物理與健康科學和醫學資訊學的研究方法和統計
- 生物醫學信號處理原理
- 生物醫學影像處理原理

(2) 第二部份筆試 (醫學物理專業)

- 放射腫瘤醫學物理：
 - 輻射防護和病患安全
 - 病患相關之測量
 - 影像之取得、處理與顯示
 - 校準、品質管制與品質保證
 - 設備
- 診斷和介入放射物理
- 核子醫學物理

(3) 第三部份口試

- 放射腫瘤學物理
 - 病患相關之測量：計算光子和粒子束以及放射性核種的劑量、放射治療計畫、影響劑量的物理因素、特殊技術和設備、低劑量率 (LDR) 和高劑量率 (HDR) 近接治療及相關項目。
 - 影像之取得、處理與顯示：影像取得的原理和技術、

影像形成、數位影像、影像重建、影像顯示方法、影像分析、影像處理、影像增強和融合和分割、影像假影、訊雜比、醫療影像儲傳系統及相關項目。

校準、品質管制與品質保證：校準設備的特點和用途、輻射之量和質的測量、游離和非游離輻射源和裝置的校準和評估、測量記錄和成像設備的校準和評估、品質管制與品質保證及相關項目。

設備：輻射源、放射治療設備、放射診斷設備、核子醫學設備、超音波設備、磁振造影設備及相關項目。

輻射防護和患者安全：時間和距離和屏蔽、工作量和使用和占用因素、主射束和散射和洩漏輻射的屏蔽設計、空氣中的放射性濃度、輻射防護原則、輻射法規和要求、放射診斷和核子醫學和放射治療中的輻射調查、測量設備的特性、輻射危害評估、人員監控及相關項目。

- 診斷和介入放射物理

放射生物學、劑量學、防護和安全、影像顯示、成像原理、專業和道德、放射線攝影、乳房攝影、透視攝影和介入性影像、電腦斷層掃描、磁振造影和超音波。

- 核子醫學物理

➤ HKAMP

Part I

必修科目 (所有報考人皆需考)	範圍
共同核心	基礎物理學(古典和相對論力學、電學和磁學、光學、流體和氣體物理學、量子力學、固態物理學、熱力學、統計物理學)、原子和核物理學、X射線的產生、電離輻射與物質的相互作用、輻射探測器及儀器、輻射測量、統計學、人體解剖生理學介紹等。
放射治療物理與系統	放射治療設備原理和特點、淺層X射線和MV光子和電子束的性質和特點、放射治療原理、體外放射治療計畫和劑量計算原理、放射治療模擬、劑量遞送及驗證、放射治療設備的品質保證、放射治療中的輻射防護、人體解剖學和生理學導論、放射生物學導論等。
醫學成像物理與系統	X射線系統、膠片射線照相和膠片處理、透視成像系統、CT、磁振造影、超音波和核醫學成像模式的基本原理等。
輻射安全與防護	輻射對人體的影響、防護數量和單位、輻射防護原理、輻射調查與測量、醫院環境中的實際輻射防護、行政措施和立法控制等。
基礎工程物理	工程物理原理、放射設備安全、放射設備管理原理等。

Part II

必修科目 (所有報考人皆需考)	範圍
高等輻射防護	放射設施的輻射防護和屏蔽技術、場地規劃、機器品保和輻射測量、風險評估、患者保護、人員監測、文件記錄等。
選修科目 (僅選報者需考)	範圍
高等放射治療物理與系統	低能 X 射線、高能光子和電子束劑量測定和校準、近接放射治療劑量測定和射源校準、體外照射治療計劃原理、電腦化計劃和計算法、體外放射治療技術、近接放射治療技術、品質保證、放射治療設備的調試、放射治療中的輻射安全和防護、放射治療中的統計技術、放射治療中使用的放射生物學原理等。
高等醫學成像物理與系統	數位影像、CT、磁振造影、超音波、核子醫學、特殊成像系統、放射診斷學中的輻射安全和防護等。
高等工程物理	放射設備與劑量學儀器原理、設備項目管理、實際工程維護、放射治療與放射診斷物理實踐、健康與安全等。
高等健康物理	原子結構、X 射線產生和輻射的相互作用、核結構和放射性、放射量和單位、輻射儀器和測量、放射生物學和輻射的生物學效應、癌症和遺傳性疾病的風險和有效劑量、確定性效應、胎兒照射風險、品質保證、輻射儀器和劑量計的校準、香港輻射防護法規、放射性廢棄物管理、粒子加速器物理學等。

➤ CSMPT

(1) 筆試科目及內容範圍

■ 醫學物理師放射治療物理類

- 基礎醫學：含輻射生物、解剖學及生理學等。
- 基礎學科：含物理學、統計學、數學、電腦等基礎科學及基礎放射物理學。

- 專業科目：含輻射度量、輻射劑量學、治療計劃作業系統、放射儀器品質保證、近接治療、放射治療技術、放射治療設備及輻射防護。

■ 醫學物理師放射診斷物理類

- 基礎醫學：含輻射生物、解剖學及生理學等。
- 基礎學科：含物理學、統計學、數學、電腦等基礎科學及基礎放射物理學。
- 專業科目：含放射診斷物理及儀器學(如放射攝影、透視攝影、血管攝影、乳房攝影、電腦斷層、磁振造影、超音波及數位影像及顯示等)、輻射防護學及輻射劑量學等。

(2) 口試科目及內容範圍

■ 醫學物理師放射治療物理類

- 放射治療儀器品質保證及輻射防護
- 遠距治療技術
- 近接治療技術
- 特殊治療技術

■ 醫學物理師放射診斷物理類

- 放射診斷儀器與品質保證(放射攝影(含數位)、透視、血管攝影及乳房攝影)
- 放射診斷儀器與品質保證(電腦斷層、磁振造影及超音波)
- 醫學影像原理及處理
- 放射診斷劑量評估、放射診斷輻射防護及屏蔽設計

6. 認證維護與繼續教育

➤ ABR

認證維護(Maintain of Certification, MOC)的流程，稱為持續認證(Continuous Certification)。持續認證方法以3月份的年度審查來評估MOC的四個部分。

(1) 專業素養和專業地位

專業地位將由醫學物理學執業執照的文件進行評估。對於沒有執照者，專業地位將通過專業證明進行評估。被評估者必須至少確定一名熟悉其當前貢獻的ABR認證物理師作為證明人，證明人必須確認其醫學物理學專業相關的知識和專業。使用myABR的線上證明表格，提供醫學物理學六項參考項目的近期成就記錄。

(2) 終身學習和自我評估

ABR要求醫學物理師每三年獲得75個繼續教育學分，其中至少25個必須來自自我評估(Self-Assessment CE, SA-CE)活動的學分。SA-CE活動分為三種類型：

- 自我評估(Self-Assessment Modules, SAMs)

SAM由協會和其他組織創建並由ABR預審，包含口頭會議發表，學分數由Commission on the Accreditation of Medical Physics Educational Programs (CAMPEP)或Accreditation Council for Continuing Medical Education (ACCME)判定並提供。

- 長遠的CAMPEP或AMA Category 1 CE貢獻

包括印刷、音頻、視頻和網路資料，例如專著、網路廣播、CD/DVD、網路研討會和其他網路的活動。

- 自主教育項目 (Self-directed Educational Projects, SDEPs)

儘管不是必需的，但 SDEP 可以算作 SA-CE 學分。每年最多可記錄一項 SDEP，每項可獲得 15 個 SA-CE 學分。

(3) 知識、判斷和技能的評估

要求通過最新的線上測驗 (Online Longitudinal Assessment OLA)或在過去五年中通過傳統考試。

(4) 醫療實踐的改進

醫學物理師必須在過去三年的每次 MOC 年度審查中至少完成一項實踐質量改進(PQI)項目或參與質量改進活動。PQI 項目或活動可以重複或連續進行以滿足 PQI 要求。

➤ JBMP

醫學物理師資格證書每 5 年更新一次，由日本醫學物理學會或日本醫學放射線學會更新。當認證期限屆滿，身為日本放射學會正式會員或名譽會員者，符合下列條件之一者可申請更新證書。

(1) 每 5 年更新一次者

近 5 年績效考核總分 60 學分以上者。(根據《醫學物理認證制度規定》實施細則內附表所規定的各項考核分數)

(2) 獲得有條件認證 2 年以上者

近兩年績效考核總分 24 學分以上者。

若申請更新認證時沒有達到所需的績效考核分數，可獲得 2 年

的有條件認證，兩年後續期認證，需達 24 學分的績效考核分數。但是不允許連續兩次更新證書都進行有條件認證。

如果忘記更新認證：

- (1) 如果忘記每 5 年更新一次並且到期日期尚未過去，須聯繫認證委員會申請更新。
- (2) 如果忘記每 5 年更新一次並且已經過了有效期限，醫學物理師資格將被暫停。
- (3) 暫停資格期限超過一年的，將被取消資格認證。
- (4) 被停職不滿一年的，可以申請兩年的有條件認證，申請費用 25,460 日元。如果本次申請獲得批准，請在暫停資格兩年後更新認證時，以過去 7 年獲得的 84 學分以上的績效考核分數進行申請。(前述申請資格第二項)

➤ IMPCB

為了保持 IMPCB 證書，經過認證的醫學物理師必須定期滿足原始證書隨附文件中規定的繼續教育要求。

➤ CSMPT

證書有效期限為五年，期滿每次換發期限為五年。申請證書換發應於申請前五年內，參加第十四條所列之學術活動或繼續教育，醫學物理師積分達 500 點以上，醫學劑量師積分達 400 點以上。但醫學物理師每年積分超過 150 點者以 150 點計算，醫學劑量師每年積分超過 120 點者以 120 點計算。

本辦法第十三條所指學術活動或繼續教育，積分認定方式如下：

- (1) 參加本學會所主辦之年會每日得積分 40 點；參加月會每次得積分 15 點。
- (2) 參加本學會所主辦或認可相關專題演講或訓練課程每小

時得積分 5 點，擔任授課講師者每小時得積分 10 點。

- (3) 在本學會主辦或協辦之學術研討會發表論文演講或展示壁報者，每篇第一作者得積分 15 點，第二作者得積分 10 點，第三作者以下得積分 5 點；擔任特別演講者，每小時得積分 30 點。
- (4) 參加國際性醫學物理相關學術研討會，每日得積分 30 點；在會中發表論文演講或展示壁報者，第一作者得積分 20 點，第二作者得積分 15 點，第三作者以下得積分 10 點。區域等級會議得以 1.2 倍計算，世界等級會議得以 1.5 倍計算。
- (5) 在經同儕審查之醫學雜誌發表論文，每篇第一作者或通訊作者得積分 30 點，第二作者得積分 20 點，第三作者以下得積分 10 點。SCI 或相當等級之期刊得以 1.2 倍計算。
- (6) 修習與醫學物理有關之博士論文得積分 50 點，碩士論文得積分 30 點。
- (7) 參加國內外醫院及政府立案之大學(含)以上之國內外長短期進修，三個月得積分 25 點，半年得積分 50 點，一年得積分 100 點。
- (8) 前述各款學術活動或繼續教育積分之認定由本學會教育委員會為之。
- (9) 偏遠地區執業會員參加學術活動或繼續教育所得積分得以 1.2 倍計算，偏遠地區認定以內政部定義含外國。

月會可透過網路遠距參與，完成簽到退及相關程序後可獲得同等積分。

六、 結論與建議

- (一) 完成執行國內約一半數量之使用中放射治療設備，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、電腦刀與加馬刀之輻射安全與醫療曝露品保作業檢查，受檢項目皆符合輻射醫療曝露品質保證標準的規定。
- (二) 完成收集國內外醫學物理師之甄審、考核之相關規範，以作為國內醫學物理師甄審制度法制化之參考。
- (三) 完成依現行《輻射醫療曝露品質保證標準》規範製作醫用直線加速器、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備之品質保證精進作業示範教學影片，以供國內臨床參考使用。
- (四) 完成國內臨床放射治療用低能量影像導引系統品質保證作業執行狀況與可行性評估。
- (五) 建議臨床單位在執行電腦斷層治療機之輸出劑量準確性品保作業時，使用 TG-148 報告之旋轉輸出 (rotational beam output) 方式進行量測，較符合電腦斷層治療機於臨床治療時，射束以旋轉輸出方式給予患者之劑量。
- (六) MLC 遷移速度校驗程序並不限定固定角度，各單位可以根據需求增加 MLC QA 的內容或執行程序，例如設定機頭從 90° 轉至 270°，但基於普遍適用性的顧慮，仍建議維持目前的執行程序。

七、 研究績效

- (一) 完成論文投稿共二篇：
 1. Study the quality assurance control operation on medical exposure of radiotherapy equipment ; 22nd Asia-Oceania Congress on Medical Physics , e-poster 發表(附件一)

2. The quality assurance of image-guided radiotherapy survey in Taiwan ;
22nd Asia-Oceania Congress on Medical Physics , e-poster 發表(附件二)
- (二) 博士生培育一人：馮真如；碩士生培育一人：曾珉珉。
- (三) 培訓放射治療品保作業專業人員：曾珉珉、連可宇、馮真如。
- (四) 完成教育訓練課程：111/3/26，111 至 112 年度放射治療設備之醫療曝露品質保證管制作業及項目精進研究訪查事前說明會。
- (五) 品保作業示範教學影片共 2 支：
 1. 醫用直線加速器
 2. 含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備。

Study the Quality Assurance Control Operation on Medical Exposure of Radiotherapy Equipment

KY Lien¹, MM Tseng², AC Shiau¹, MH Liou¹, HH Chen¹, MJ Lin¹, SM Hsu^{1,2}, SH Lee^{1*}
 Affiliation: Chinese Society of Medical Physics, Taipei¹ Department of Biomedical Imaging and Radiological Sciences, National Yang Ming Chiao Tung University²

Purpose

The accuracy of dose delivery will affect the radiotherapy outcome, and it is extremely related to quality assurance. The project evaluated quality assurance of radiotherapy equipment in Taiwan to ensure radiation safety and quality of treatments for patients.

Methods and Materials

This study investigated detailed information and quality assurance measurement of radiotherapy equipments, including linear accelerators, brachytherapy systems, tomotherapy systems, cyberknives, and gamma knives in Taiwan. The machine models, phantom types, ion chamber and electrometer calibration reports, the worksheet parameters were recorded before quality assurance measurements. The project evaluated dosimetry by on-site visiting, using ionization chambers and phantoms to ensure the results meet the tolerance. The quality assurance items included output accuracy, central axis dosimetry parameter consistency, beam flatness consistency, beam symmetry, and source strength accuracy.

Results

According to the surveyed data, there were 154 linear accelerators, 35 brachytherapy systems, 20 tomotherapy systems, 5 cyberknives, and 8 gamma knives in Taiwan in 2022. Until November, 62 linear accelerators and 15 brachytherapy systems were measured and all of them were within the acceptance criteria. The results of output accuracy of linear accelerator are shown in Figure 1. More than 86% and 79% of the photon beams and electron beams which output deviations were within $\pm 1.0\%$. The results of central axis dosimetry parameter consistency of linear accelerator are shown in Figure 2. The results of beam flatness consistency and beam symmetry of linear accelerator are shown in Figure 3 and Figure 4. The results of source strength accuracy of brachytherapy system are shown in Figure 5, all deviations were within $\pm 5\%$.

Conclusions

The quality assurance of radiotherapy equipment is important. The research results were all within the acceptance criteria and showed good performance of machine quality in Taiwan.

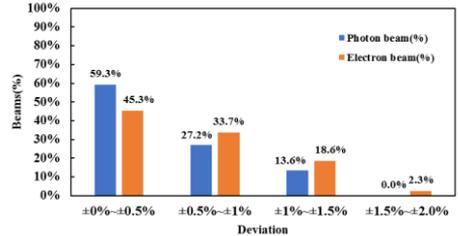


Figure 1. The results of output accuracy of linear accelerator.

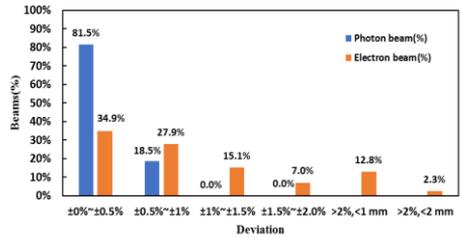


Figure 2. The results of central axis dosimetry parameter consistency of linear accelerator.

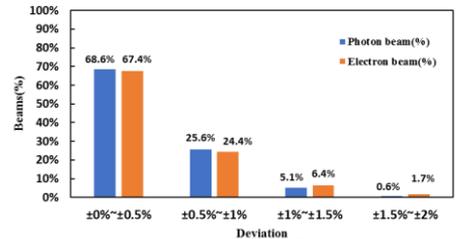


Figure 3. The results of beam flatness consistency of linear accelerator.

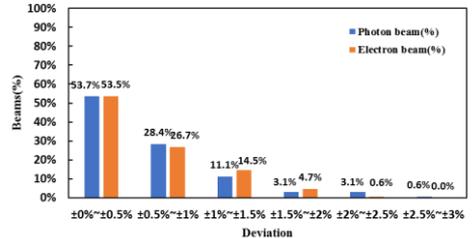


Figure 4. The results of beam symmetry of linear accelerator.

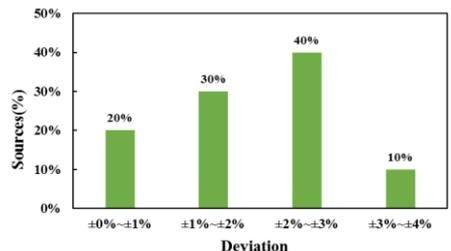


Figure 5. The results of source strength accuracy of brachytherapy system.



The Quality Assurance of Image-Guided Radiotherapy Survey in Taiwan



Ming-Ming Tseng^{1,3}, Ke-yu Lien², Miao-Jung Lin², An-Cheng Shiau², Ming-Hsiang Liou², Ho-Hsing Chen², Shih-Ming Hsu³, Shen-Hao Lee^{2,*}

Taipei Medical University Hospital, Taiwan¹, Chinese Society of Medical Physics, Taipei, Taiwan², Department of Biomedical Imaging and Radiological Sciences, National Yang Ming Chiao Tung University, Taiwan³

Introduction

The purpose of using Image-guided radiation therapy (IGRT) is to improve the tumor control probability. To ensure the Image-guided system continue to have well quality and stability during the time, it is necessary to perform quality assurance procedure based on institutional needs.

The aim of the study is to survey the image-guided radiotherapy system in the departments of radiation oncology in Taiwan.

Methods and materials

Data collection

Radiation oncology departments in Taiwan were requested to fill out the questionnaire before the survey began. Only the departments which agreed to participate in the survey were selected in the study. The auditors would perform on-site visit after investigated the type of IGRT QA system and IGRT phantom the institution had.

IGRT QA procedure

By providing Linear accelerator and Tomotherapy IGRT QA worksheets, the institutions were encouraged to follow the instructions in the IGRT quality assurance procedure which compiled by the results in 2016 to 2019 Atomic Energy Council of China research project. The image quality metrics were performed by institution's own medical physicists.

Result

There were total of 41 radiotherapy machines containing 36 linacs and 5 Tomotherapys included in the study. Couch shift accuracy of cone-beam CT was measured in all radiotherapy units and results are showed in Figure 1.

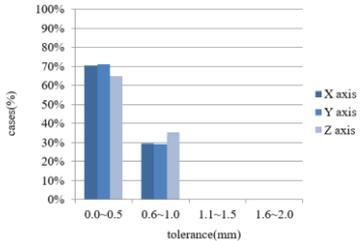


Figure 1. Results for the couch shift accuracy of cone-beam CT.

Spatial resolution were performed by both kV planar imaging and Cone-beam CT with different types of IGRT QA phantoms (Figure 2 a and b), and results are showed in Figure 3 and 4.

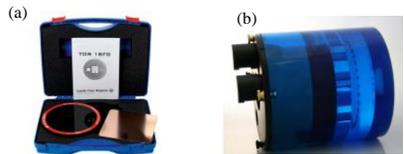


Figure 2. (a) TOR 18FG(Leeds Test Objects, North Yorkshire, UK) for planer kV imaging systems (b) Catphan phantom(The Phantom Laboratory, Greenwich, NY) for Cone-beam CT imaging systems.

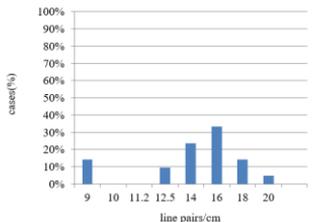


Figure 3. Results for Spatial resolution of planer kV systems.

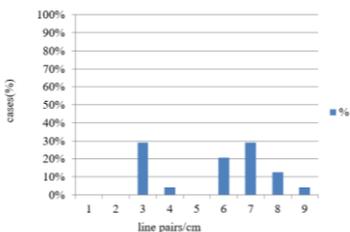


Figure 4. Results for Spatial resolution of Cone-beam CT.

Conclusion

The on-site IGRT QA survey results showed that the performances of the image quality metrics were within the manufacturer acceptance testing criteria or IGRT QA worksheets' suggestions in most of the cases.

After analyzed the data, we propound the recommendations and perspectives to improve the quality assurance regulations of IGRT, providing comprehensive care for cancer patients.