

行政院原子能委員會
委託研究計畫期末研究報告

強化輻射安全與輻射醫療品質技術之研究

第四分項

輻射防護品保與劑量驗證評估技術研究

計畫編號：105-2001-02-04-01

受委託機關(構)：原子能委員會核能研究所

計畫主持人：林○君

聯絡電話：(03)4711400 ext 7733

計畫參與人員：袁○程、朱○豪、葉○賢、陳○良、楊○伍、黃
○德、朱○翰、鄒○泓、邱○綺、施○霖、謝○
佑、陳○達

聯絡人：鄧○梅

報告日期：105年12月21日

目 錄

目 錄.....	iii
中文摘要	iii
英文摘要	iv
壹、前言(計畫緣起).....	1
貳、研究目的	3
參、研究方法與過程.....	6
肆、主要發現與討論.....	13
伍、結論與建議.....	46
陸、參考文獻	49

中文摘要

考慮民眾與政府之最大社會效益作為基礎，應建立符合國際規範之輻射偵測儀器校正、劑量驗證與量測評估技術，協助主管機關強化國內輻射安全管制體系，提供工作人員有效之輻射防護，確保輻射應用產業、放射醫療與輻防管制品質，增進民眾對輻射安全之信心。

本計畫係配合輻射防護管制業務需求所提出的四年期科技發展計畫分項，目標為輻射防護品保與劑量驗證評估技術研究，以提升輻射防護管制作業及效能。主要研究項目包括：1. 輻射劑量評估能力試驗技術研究；2. 輻射防護實驗室檢校與認證技術建立；以及 3. 醫療曝露品質保證之劑量驗證與校正研究。為確保輻射防護與醫療曝露品保作業之品質及效能，本計畫研擬相關之量測與校正作業規範，建立能力試驗與實驗室認證技術、粒子治療與高能中子量測評估技術、醫學物理劑量驗證技術、劑量追溯標準，致力人員及環境之輻射安全，以強化輻射安全管制體系，確保相關輻防作業能符合主管機關之要求。

關鍵字：輻射防護管制、醫療曝露品質保證、能力試驗

英文摘要

Considering the maximum social benefits of the public and the government, it is necessary to establish the evaluation techniques for radiation detectors calibrations, dose verification and measurement that meet the international criteria. It is also necessary to assist the competent authorities to enhance domestic radiation safety control systems, provide staff members with effective radiation protection, ensure the quality of radiation-applied industries, radiological medicine and radiation protection/control to boost people's confidence in radiation safety.

This plan is a four-year scientific and technological development scheme coming up for the needs of radiation protection control matters. It focuses on the research of radiation protection quality assurance and dose verification evaluation techniques to promote radiation protection control operations and effectiveness. The main research items include: 1.radiation dose evaluation proficiency testing techniques; 2.radiation protection laboratory inspection/calibration/accreditation techniques establishment; 3.dose verification and calibration of medical exposure quality assurance. To ensure the quality and effectiveness of radiation protection and medical exposure QA operations, this plan will research on related measurement/calibration operation criteria, establish proficiency testing and laboratory accreditation techniques, particle therapy and high-energy neutron measurement/evaluation techniques, medical physics dose verification techniques, dose traceability standards, to secure the radiation safety of the general public and the environment to strengthen the radiation safety control systems and make sure that the related radiation protection operations meet the requirement of the competent authorities.

Keywords: Radiation protection control; Medical exposure quality assurance; Proficiency testing.

壹、前言(計畫緣起)

行政院原子能委員會(以下簡稱為原子能委員會)為全國輻射安全的主管機關，輻射防護管制的核心業務是以專業及合理的管制措施，確保人員及環境之輻射安全。輻射防護管制之物件包括核子設施與醫療、學術、工業、農業及軍事等單位所使用之放射性物質及可發生游離輻射設備，保護之對象則包括從業人員、接受放射性診斷及治療之民眾、一般民眾及週遭之環境。

本計畫屬於「強化輻射安全與輻射醫療品質技術之研究」第四分項—「輻射防護品保與劑量驗證評估技術研究」，係依據原子能委員會指示與需求而訂定，報陳原子能委員會審查同意後執行。核能研究所透過本計畫持續支援原子能委員會，因應國內輻防管制與醫療曝露品質保證之需求，研擬相關之量測與校正作業規範、輻防標準以及作業程序，並建立劑量追溯標準、量測評估技術、能力試驗技術與輻射安全管制體系，以提昇輻防管制能力，確保輻射工作人員及民眾之輻射安全。

環境輻射監測、輻射劑量評估與輻射偵檢為重要的輻防管制工作，國內輻防相關實驗室具備良好的技術能力與完備的品保作業亦為落實輻射防護作業、保障輻射工作人員之關鍵，因此必須透過認證來確認全國各相關實驗室是否具備足夠技術能力與品質來保證執行校正、測試業務。本計畫將配合輻防法規與主管機關對於國內輻射劑量評估、環境試樣放射性核種分析、輻射偵檢儀器校正實驗室之管制需求，參考國際最新之技術規範，建立執行實驗室認證與能力試驗之設備、技術、作業程序，並辦理技術研討會，強化國內實驗室人員訓練與技術交流，以提昇國內輻射防護與管制技術。

美國放射物理中心(Radiological Physics Center, RPC)已發展出利用郵寄劑量計至醫療單位進行放射治療劑量照射，再回收分析該劑量計，以查驗治療品質的方法。國內將參考美國放射物理中心之技術發展趨勢，建立相關之品保驗證技術與設施，並與主管機關及放射物理專家合作，利用游離腔、輻射劑量計與設計適合之郵寄假體裝置，建立國內放射治療劑量之量測、驗證與評估技術，並針對現有放射治療設施進行探討與研究，協助國內建立放射物理中心之相關校驗技術與研擬品保作業程序，使醫院能夠符合輻防法規之要求，亦能協助主管機關提升管制作業之效能。

美國、英國與德國等二級校正實驗室已針對插種近接治療(Interstitial brachytherapy) I-125 射源，建立劑量之量測系統與校正技術，以提供做為醫療院所執行品質保證追溯之依循標準。國內已有和信醫院與阮綜合醫院在 102 年引進 I-125 射源進行攝護腺癌之治療，但目前國內仍尚未建立相關之劑量校正系統。

貳、研究目的

考慮民眾與政府之最大社會效益作為基礎，應建立符合國際規範之輻射偵測儀器校正、劑量驗證與量測評估技術，協助主管機關強化國內輻射安全管制體系，提供工作人員有效之輻射防護，確保輻防產業、輻射應用與放射醫療品質，增進民眾對輻射安全之信心。

本計畫之目標為輻射防護品保與劑量驗證評估技術研究，以提升輻射防護管制作業及效能。主要研究項目包括：1. 輻射劑量評估能力試驗技術研究；2. 輻射防護實驗室檢校與認證技術建立；以及3. 醫療曝露品質保證之劑量驗證與校正研究。具體作為上將透過研究國外最新之技術規範，建立與國際接軌之輻射防護能力試驗執行技術與作業程序，分析與精進全國游離輻射領域認證實驗室技術之能力與品質；並建立執行醫療曝露品質保證之儀器校正、劑量評估與驗證技術。分項工作項目係依據原能會函文之指示與需求而訂定，報陳原能會審查同意後執行。圖 2-1.和 2-2.說明 105 年度計畫架構與計畫重要科技關聯圖。

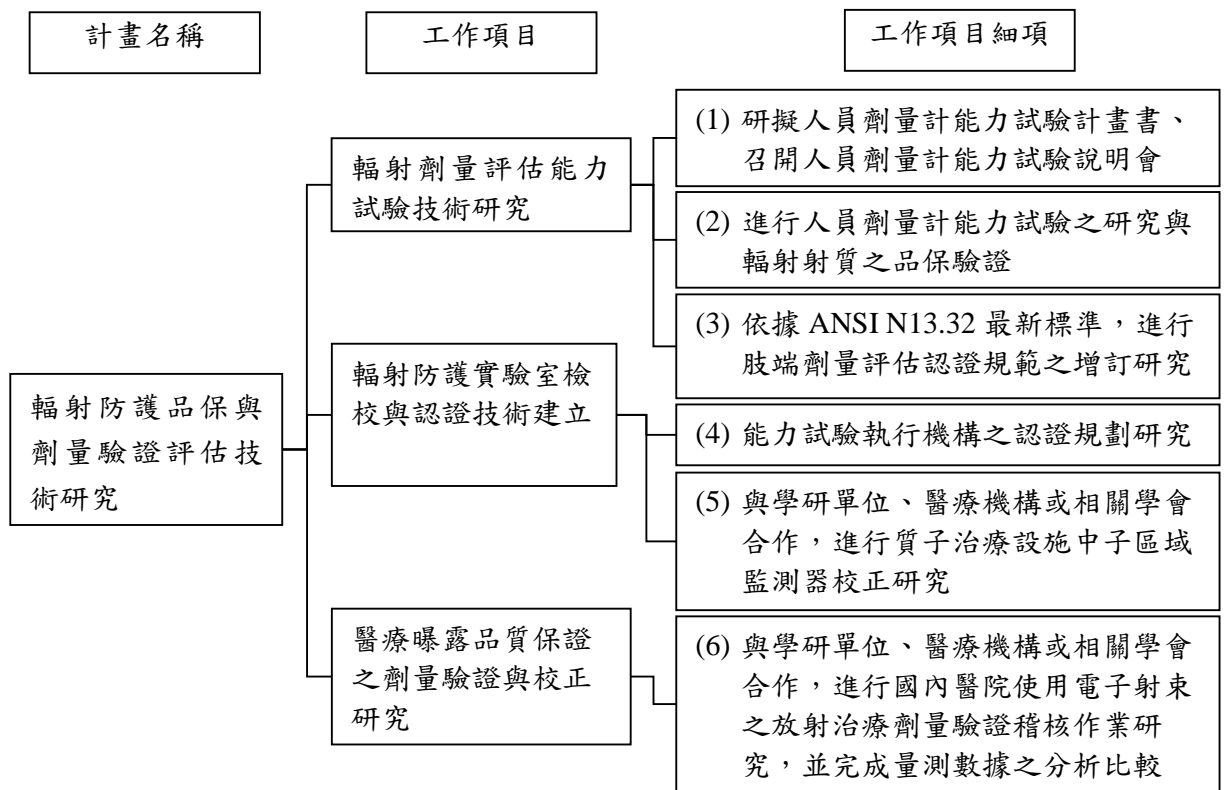


圖 2-1. 105 年度計畫架構

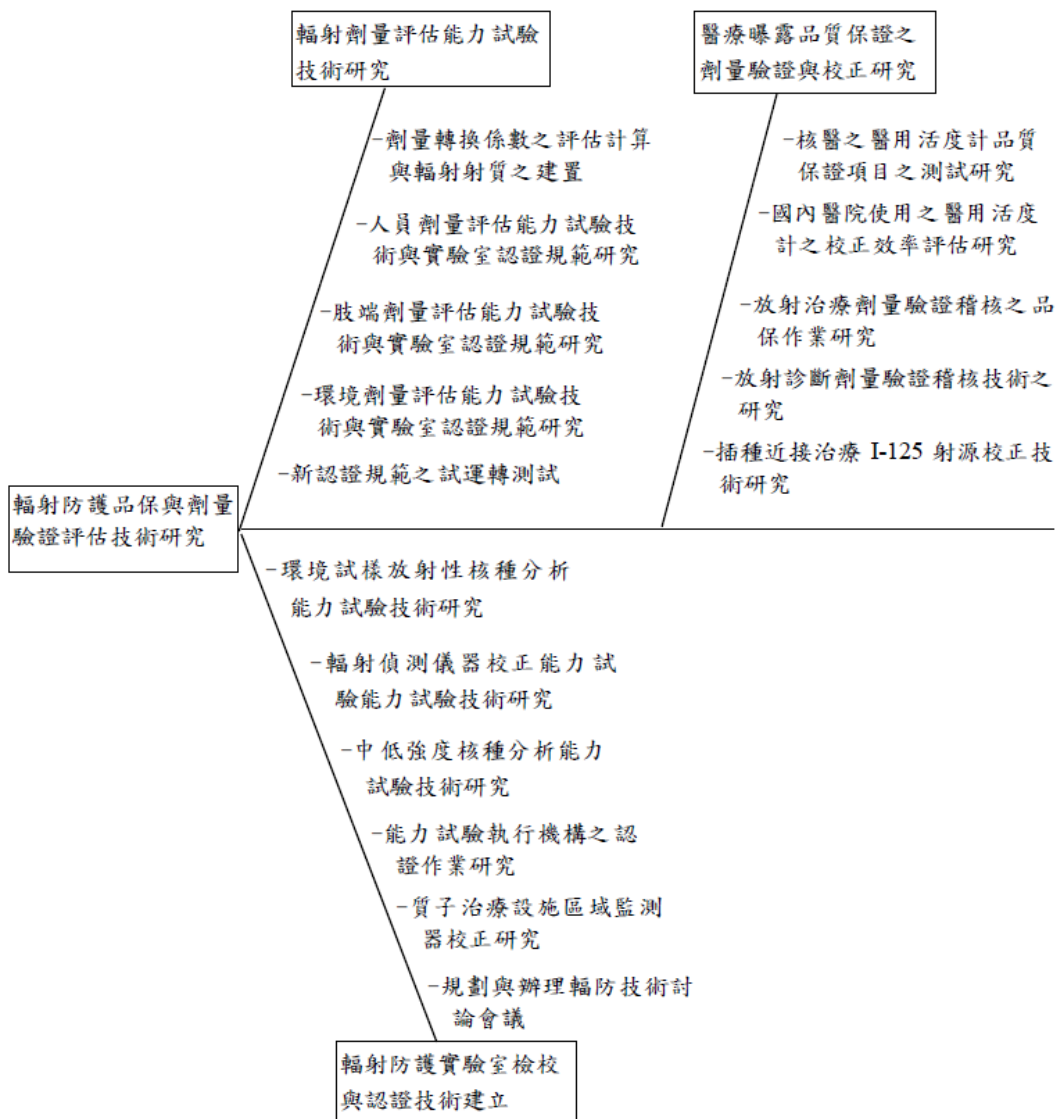


圖 2-2. 計畫重要科技關聯圖

參、研究方法與過程

105 年度研究計畫工作項目細項研究方法與過程說明如下：

1. 研擬人員劑量計能力試驗計畫書、召開人員劑量計能力試驗說明會

人員體外劑量評估實驗室能力試驗是主管機關(原子能委員會)配合全國認證基金會(TAF)的能力試驗時程，進行國內相關實驗室技術與品質的分析研究，為跨年度之研究，明年度將數據以最新規範進行評估，本年度主要為支援及順利執行，說明如下：

- (1) 依據「測試領域人員體外劑量評估技術」規範(TAF-CNLA-T08(3))與參考前年執行建議，提出改善建議並研擬計畫書。
- (2) 進行單位內部架構之研究討論，並邀請 TAF 委員，以實際角度針對組織架構、人員權責、品保作業、劑量計管理作業、劑量計照射作業及照射資料處理等執行作業提供具體建議。
- (3) 檢討申請文件內涵，以利辦理能力試驗簡章、報名表和能力試驗說明通知書之製作與寄發，使參與實驗室資料完整可用。
- (4) 回收報名表及相關資料，以分析國內人員劑量計實驗室概況。
- (5) 召開人員劑量計能力試驗說明會，邀請受測實驗室參加本次人員劑量計能力試驗計畫說明，並就執行技術和品保上進行交流，針對執行細節給予經驗回饋。

人員劑量計能力試驗作業流程如圖 3-1。

2. 進行人員劑量計能力試驗之研究與輻射射質之品保驗證

為符合能力試驗的測試要求，能力試驗執行機構需設置有高能光子(^{137}Cs)劑量照射系統、中/低能光子(X 光)劑量照射系統、貝他($^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$)劑量照射系統及中子(^{252}Cf)劑量照射系統。各系統於正式執行前，應根據「測試領域人員體外劑量評估技術」規範(TAF-CNLA-T08(3))的選定射質，進行特定能力試驗假體劑量再量測、監測游離腔訊號再量測、位置修正因子測定、劑量轉換因子評估、照射劑量不確定分析等，除確認測試與量測系統可行性外，並產生對應之品質保證作業表單，以供執行。105 年度照射系統將配合以下能力試驗執行程序，安排系統量測與驗證之研究工作：

- (1) 進行能力試驗人員劑量計測試前校正。
- (2) 第一批次人員劑量計的傳遞與量測系統之性能測試，包括了劑量計接收處理、劑量計照射、劑量計寄送、回傳計讀數據和照射資料處理。
- (3) 完成國內實驗室之人員劑量計於 I 事故級光子、II 防護級光子、III 貝他粒子、IV 光子混合場、V 被他與光子混合場和 VI 中子與光子混合場六類測試類別第一批次能力試驗測試。
- (4) 評估各參加實驗室第一批次的分析結果。

3. 依據 ANSI N13.32 最新標準，進行肢端劑量評估認證規範之增訂研究

參考 ANSI N13.32 (2008) 「肢端劑量計能力試驗」規範，整理照射射源(貝他、加馬與 X 射線射質)、劑量範圍、劑量轉換係數等能力試驗測試類別之各項條件。另外，根據 104 年 12 月 TAF 技術會議，會議決議肢端劑量計能力試驗配合人員劑量計能力試驗進行技術規範研討，將召集工作小組，增訂肢端劑量計能力試驗的技術規範，以期建立完整之輻射工作人員劑量計能力試驗系統，保障輻射工作人員之安全。

本計畫將考量國際趨勢與國內情資，研究與撰寫肢端劑量計能力試驗規範草案初稿。

4. 能力試驗執行機構之認證規劃研究

ISO/IEC 17043 「符合性評鑑-能力試驗的一般要求 Conformity assessment – General Requirements for proficiency testing」正是規範能力試驗機構之文件，此文件使用於以能力試驗為目的之實驗室間比對。能力試驗執行機構(proficiency testing provider, PTP)乃自願藉由正式符合一份能力試驗規劃與執行的國際性要求，以達到認證

或其它承認之目的，並據此建立與稽核機構管理系統。能力試驗執行機構之認證在協助申請機構確認能力與提升權責機關和使用者之信心。ISO/IEC 17011 為規範認證機構之國際標準，亦為簽署實驗室認證聯盟相互承認的基本要求。參考 TAF-PTP-A01(3)「能力試驗執行機構認證服務說明」和 TAF-CNLA-R10(1)「運用 ISO/IEC 17011 於能力試驗執行機構認證之政策」，彙整過去親自執行能力試驗紀錄(規劃與設計能力試驗計畫、評估能力試驗計畫參加者表現和發布能力試驗計畫之結果/報告)，製備申請文件，評估申請能力試驗執行機構效益。

5. 與學研單位、醫療機構或相關學會合作，進行質子治療設施中子區域監測器校正研究

延續過去高能中子場之輻射偵檢器校正因子修正研究，在原有的理論基礎之上，進行四項精進探討。

首先是建立自動化的分析程式以利後續研究。其次，本研究能譜修正因子的產生是基於 Cf-252 射源以及 9 吋波那球的中子偵檢器，為了擴展未來的應用範圍，我們必須證明此能譜修正因子與校正射源以及中子偵檢器的選擇關係不大。另外，如何利用簡易現場測量建立可靠的高能中

子指標是執行劑量低估修正的關鍵之一，研究細項說明如下：

- (1) 建立自動化的分析程式：建立之自動化分析模組以處理十種代表性中子能譜和 IAEA-TRS-403 報告的 240 餘種工作場所的中子能譜，藉由輸入校正射源能譜、劑量轉換係數、偵檢器響應函數、以及有興趣的工作場所中子能譜，即可快速正確地得到能譜修正因子等。圖 3-2. 是本研究建立中子偵檢器的能譜修正因子之分析流程與基本架構。
- (2) 探討不同校正射源對修正因子的影響：除了原來使用的 Cf-252 校正射源以外，亦規劃加入兩種常見校正射源 Am-Be 及 Pu-Be。
- (3) 探討中子偵檢器對修正因子的影響：除了原來使用的 9 吋波那球之外，本研究亦規劃使用幾種不同的偵檢器當做中子劑量計，有系統地比較各種中子劑量計所產生的能譜修正因子的差異，以利發展更通用的修正模型。
- (4) 建立實用的高能中子指標：之前的研究結果建議採用 4P6_8 與 6" 波那球的測量讀值比當做高能中子指標。本研究將深入探討此一問題的內涵，目標是如何在工作場所中子能譜未知情況下，利用簡單現場測量建立可靠的

高能中子指標，以方便執行高能中子輻射場下的偵檢器劑量低估修正。

6. 與學研單位、醫療機構或相關學會合作，進行國內醫院使用電子射束之放射治療劑量驗證稽核作業研究，並完成量測數據之分析比較

放射治療劑量驗證系統在國際間是藉由郵寄驗證稽核系統的方式，有效地節省人力與物力之資源，以達到劑量驗證稽核之目的。

本計畫將自行研發自製多功能性輻射測量郵校假體，其搭配熱發光劑量計、玻璃劑量計及輻射變色軟片...等，進行醫用直線加速器電子射束輸出劑量的測量，藉由游離腔測量結果，建立一修正劑量轉換系統，將郵校假體所測得之電子射束的劑量轉換為充分散射條件照射下之劑量輸出值。

本研究將利用國內 5 家醫院、10 台直線加速器以上之放射治療電子射束劑量驗證稽核作業研究，並完成量測數據之分析比較，以建立後續評估國內醫院電子射束劑量驗證模式。

(二)附圖與附表

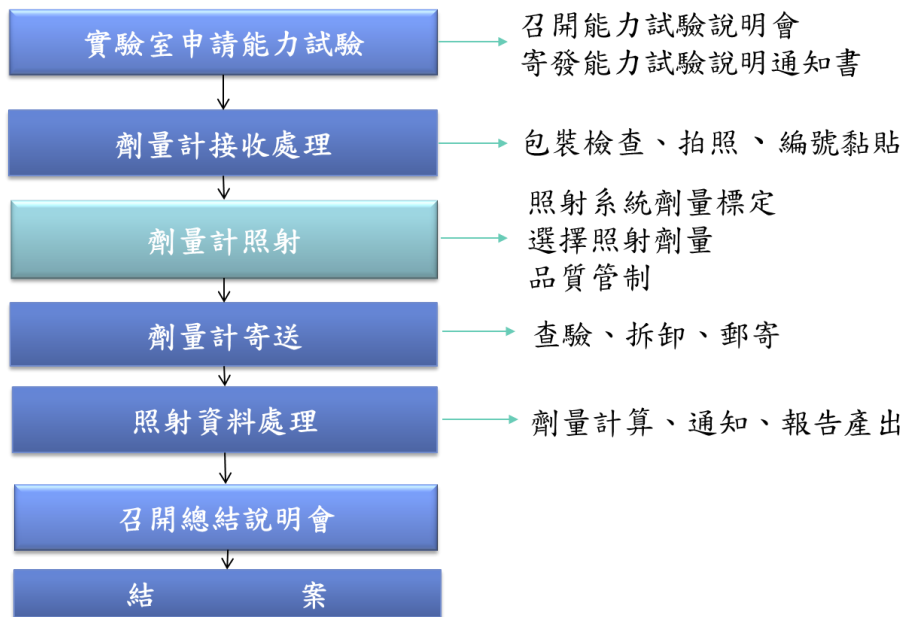


圖 3-1. 人員劑量計能力試驗作業流程

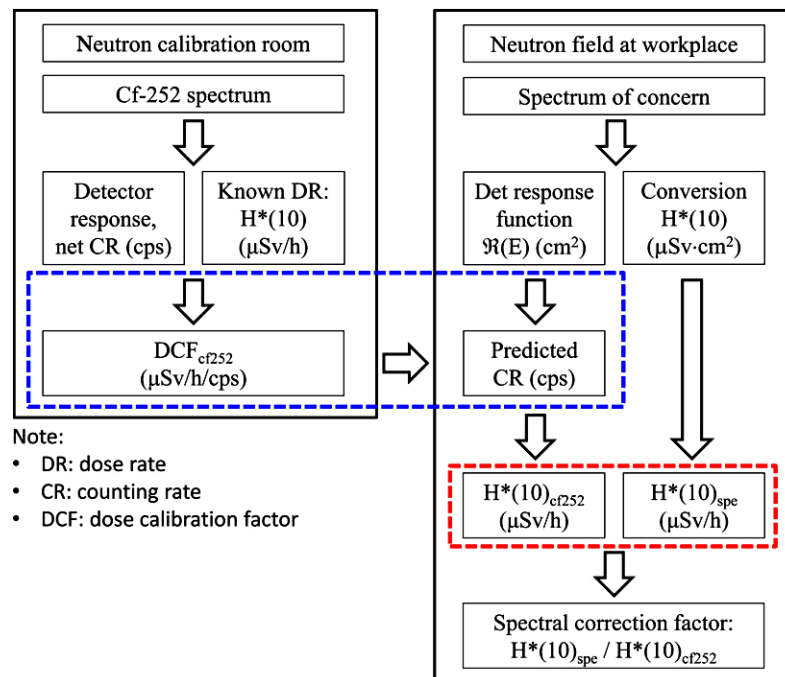


圖 3-2. 建立中子偵檢器的能譜修正因子之分析流程與基本架構

肆、主要發現與討論

一、輻射劑量評估能力試驗技術研究

- (1) 研擬人員劑量計能力試驗計畫書、召開人員劑量計能力試驗說明會
- (2) 進行人員劑量計能力試驗之研究與輻射射質之品保驗證
- (3) 依據 ANSI N13.32 最新標準，進行肢端劑量評估認證規範之增訂研究

本計畫依據測試領域人員體外劑量評估技術規範 (TAF-CNLA-T08(3):2012) 之規定，並參考前年執行建議，針對計畫書內容改善了有關作業及測試程序規劃、組織架構及人力職責分工、預定參與實驗室及時程規劃、照射資料處理與分析及報告，研討認與修訂報名表、實驗室資料表、人員輻射劑量計編號對照表、照射資料表、品質保證查驗表等，完成具體可行之各項使用表格。(參考圖 4-1 和 4-2)

已於 5/2 至原能會輻防處進行「人員劑量計能力試驗 ANSI/HPS N13.11 (2001)與(2009)版本比較」簡報與計畫執行說明。會議研討事項為：(1) 劑量計偵測低限(LLD)及回火殘餘容許量標準與方法；(2)人員劑量計能力試驗 ANSI/HPS N13.11 (2001)與(2009)版本比較；(3)能力試驗

中人員劑量計改版及肢端劑量計增訂執行說明。依據主管機關之審查需求，建議測試報告結果增加參與實驗室 LLD 描述項。(參考圖 4-3)

已於 105 年 5 月 20 日舉辦第十次人員及肢端(試運轉)劑量計能力試驗研討會，除能力試驗活動規劃外，並討論能力試驗參考規範之新舊版本差異，針對程序細節、技術和品質問題進行交流與經驗回饋。(參考圖 4-4 和 4-5)

人員體外劑量評估實驗室能力試驗有六類測試類別，使用了加馬、X 光、貝他和中子照射系統，為確保運作順利，每項系統皆需進行再評估研究。

其中，因原有 X 光管超過使用年限，X 光照射系統為新系統，參考 ISO 4037 國際規範，針對能力試驗使用射質，於系統建置後，進行半值層量測、追溯原級校正系統、標準劑量率量測、位置修正因子等評估，目前完成 IW、IN 和 NIST M 系列射質之測試；而中子照射系統使用約 20 年，為汰換更新之系統，參考 ISO 8529 國際規範，於系統建置後，進行射源上下時間評估、室散射修正評估、輻射場強度標定、位置修正因子評估、不確定度分析等實驗、計算和分析，已建立符合規範之照射射質。(參考圖 4-6 至 4-10)

肢端劑量計能力試驗研究執行上，參考 TAF 技術委員建議，確定肢端劑量計能力試驗將採單獨執行方式，已完成規範草案初稿，並交付相關工作小組審核其雛型，建議另行肢端劑量計能力試驗試運轉研究，以配合我國現況適當修訂，同時，5/20 研討會中特別就其國際規範進行技術討論，關於盲樣與非盲樣兩測試模式細節有待更進一步之研究。(參考圖 4-11)

二、輻射防護實驗室檢校與認證技術建立

(4) 能力試驗執行機構之認證規劃研究

(5) 與學研單位、醫療機構或相關學會合作，進行質子治療設施中子區域監測器校正研究

能力試驗執行機構(PTP)之認證規劃研究上，蒐集與分析了 ISO/IEC 17043「符合性評鑑-能力試驗的一般要求」、ISO/IEC 17011、TAF-PTP-A01(3)「能力試驗執行機構認證服務說明」和 TAF-CNLA-R10(1)「運用 ISO/IEC 17011 於能力試驗執行機構認證之政策」等標準規範，並請專家針對進行能力試驗執行機構之研究工作提出規畫建議，總計參考資料包括：PTP 申請表單 4 份、PTP 認證規範 2 份與 PTP 服務說明 1 份，這些文件為研究基礎，據此評估效

益。(參考圖 4-12)

核能研究所作為 TAF 指定游離輻射相關領域能力試驗的主辦機構，每年均有主辦許多類型的能力試驗，中低強度放射性核種分析、環境試樣放射性核種分析、人員劑量計、肢端劑量計、污染偵檢器及輻射偵檢器等能力試驗活動，因此本所將盡快按照 ISO 17043 規範要求，成立能力試驗執行機構，並通過 TAF 認證，期能輔導業界提升其品保能力。

與清華大學進行質子治療設施中子區域監測器校正之學術合作研究。高能中子偵檢研究的主要工具將採用 PTB 所開發的 NEMUS 能譜儀，整套中子偵檢器包含 16 個不同型式的波那球，其中 12 個為傳統緩速體型式，4 個是延伸能量的設計。研議問題為：(1)國內平均能量為 2 MeV 之 Cf-252 自發分裂中子源之中子校正服務，應用於國內目前正蓬勃發展的高能加速器誘發中子輻射場，中子劑量低估效應與修正有待更進一步的研究。(2) 若是已知中子能譜，正確評估劑量是一件相對簡單的工作。實際應用上，使用者通常很難知道工作環境中子詳細的能譜，更何況是知道高能中子所占的比例。(3)對於 10 MeV 以上的中子能量，6 吋波那球的靈敏度快速降低而 4P6_8 延伸能量波那球的響

應則逐漸上升，本研究以這種兩偵檢器的讀值比當作現場中子能譜的一個指標，區分輻射場中高能中子的貢獻，據此給予適當的劑量修正因子。

首先分析了 IAEA-TRS-403 技術報告數百個各類工作環境的中子能譜，並建立了自動化的程式，可以輸入偵檢器響應函數、輻射工作場中子能譜、劑量轉換係數、校正能譜參數，即可快速且正確地輸出能譜修正因子，並進行誤差傳遞分析與靈敏度、不確定度等分析。再者，建立了現場量測量高能中子成分之方法，方法為利用 4P6_8 延伸能量波那球與 6 吋波那球，以及延伸能量波那球 3P5_7 與 5 吋波那球之量測比值，決定出高能中子指標，並從中發現嵌入金屬鉛的延伸能量波那球比起嵌入金屬銅的延伸能量波那球具有更好的高能中子響應，原因為鉛有較好的中子增值能力，且大約 1 吋的金屬層厚度可以提供足夠的高能中子響應函數。最後，評估影響參數，包括：不同校正射源和不同偵檢器，並進行隨機取樣的系統驗證，發現經由 ^{252}Cf 校正射源校正的 9 吋波那球響應函數計算出來的能譜修正因子，對於選用的校正射源並不是那麼的敏感，因此較不需擔心選用校正射源的不同；而 6 吋、7 吋、8 吋及 9 吋標準波那球)的擬合曲線有相同趨勢，能譜修正因子

與偵檢器的類型比較沒有直接相關。(參考圖 4-13 至 4-15)

三、醫療曝露品質保證之劑量驗證與校正研究

(6) 與學研單位、醫療機構或相關學會合作，進行國內醫院使用電子射束之放射治療劑量驗證稽核作業研究，並完成量測數據之分析比較

與陽明大學進行放射治療電子射束品質保稽核與劑量驗證學術合作之研究工作。初期特別討論修訂原 15 和 18 MV 光子射束之研究，理由為電子射束較 15 和 18 MV 光子射束放射治療於臨床實務更為廣泛使用，經統計分析國內 15 MV 光子射束僅 7 台機器持有使用執照，分布於 5 間醫院，18 MV 的更少，關於電子射束，則幾乎全數含放射腫瘤科之醫院皆具備，學術研究數據將更具意義性及代表性。預計工作項目為：(1)自製多功能性輻射測量郵校假體，完成稽核假體臨床測試；(2)進行臨床放射治療電子射束劑量驗證(5 家醫院、10 台直線加速器以上)；(3)完成臨床量測數據之分析比較。

隨罹癌比率升高，國人接受放射治療的人口數量增加，儀器劑量輸出的穩定性會隨頻繁的治療更加重要，可利用品質保證驗證程序，以定期監測放射治療儀器評量輸

出誤差，國際間郵寄式放射治療劑量驗證系統，解決地幅廣大且人力資源分布不均的缺點。本年度參考 IAEA 與美國 RPC 之郵寄劑量計劑量驗證系統，完成電子射束自製多功能性輻射測量郵校假體主體，其中間有一柱狀空間的壓克力主體，中間柱狀空間可由上而下放置劑量計放置更換立方柱，截斷面挖有凹槽可放置劑量計。於主體中線上挖等距凹槽放置劑量計，或是 2 mm 深之凹槽，放置裁剪後的 EBT3 膠片，以測量電子射束之放射治療劑量。

完成放射治療電子射束劑量驗證研究之郵寄假體系統之測試。利用劑量計讀值，劑量計線性修正因子，散射修正因子，擺位修正因子決定水中吸收劑量。本研究臨床測試電子射束平坦性、對稱性和劑量輸出，所量測之 10 台醫用直線加速器之電子劑量輸出皆在 5 % 內。所建立電子射束放射治療劑量驗證稽核基礎模式，未來可作為國內電子射束劑量驗證統計分析研究之利器，藉以確認各醫療單位輻量劑量品質的一致性。(參考圖 4-16 至 4-18)

四、主要成果及重大突破

學術成就上，投稿三篇 SCI 國際論文，SCI 期刊為：

Radiation Physics and Chemistry。研究論文一「 Estimation of the differences between the effective dose and Hp(10) exposed by different external photon sources 」使用 RANDO 人形假體和熱發光(TL)系統根據 ICRP 建議量測有效劑量(effective dose, E)，以及使用熱發光(TLD)和冷發光(OSLD)劑量計評估個人等效劑量 (personal dose equivalent, Hp(10))，利用 80 kV-10 MeV 不同光子能量和 AP, PA, RLAT 和 LLAT 照射幾何計算轉換係數 E/Hp(d)，並和蒙地卡羅程式進行比較。研究論文二「 Monte Carlo simulations for angular and spatial distributions in therapeutic energy proton beams 」是利用 FLUKA、GEANT4、MCNP6 蒙地卡羅程式，比較治療級 80、160 和 230 MeV 質子射束，於通過水靶、鋁靶以及在水假體中之散射角、深度通量分布和深度劑量分布，採用點射源及半高全寬 1.1 cm 射源進行模擬，可用以了解小照野劑量、質子放射手術、動物質子照射等應用上程式可能差異。研究論文三「 Risk assessment of radiation-induced secondary cancer for treating nasopharyngeal carcinoma with intensity-modulated radiotherapy 」針對經強度調控治療 (IMRT)後的鼻咽癌患者進行因輻射照射後之劑量導致

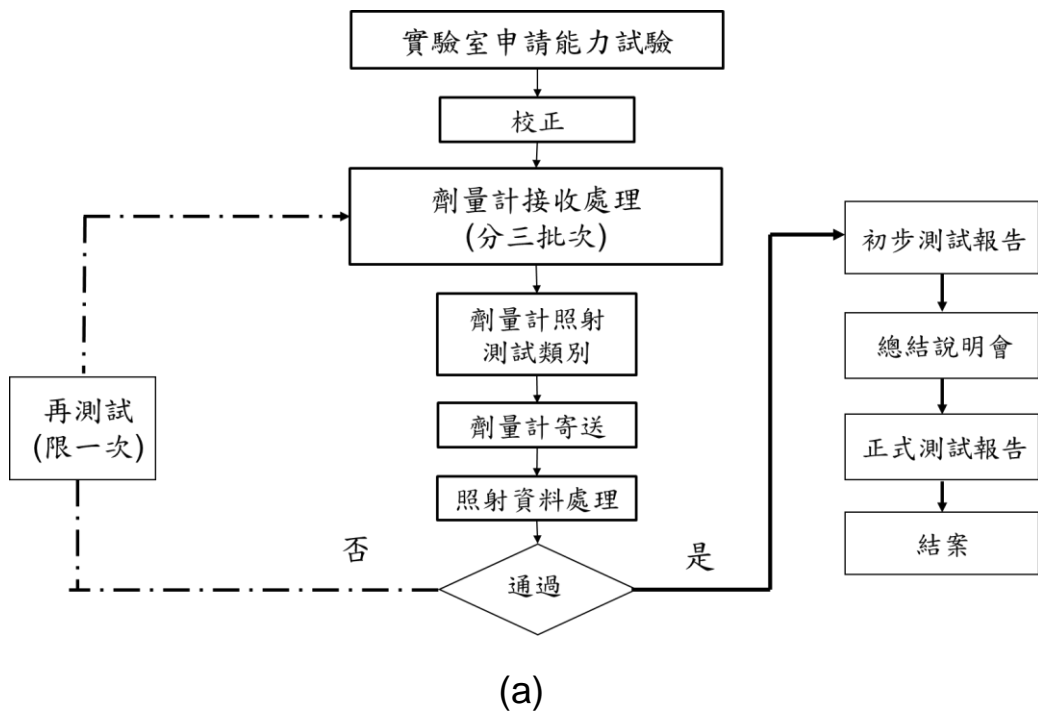
二次癌症的劑量與風險評估，為了去評估輻射照野外的器官劑量，需要定義出在假體 (Rando phantoms) 上的器官相對位置與輪廓，以假體進行治療計畫的模擬並經過臨床醫生驗證，根據國際輻射防護委員會 (ICRP)60 號以及 103 號報告之建議的組織加權因數，其全身的有效劑量分別為 998.11 ± 46.75 mSv 與 961.99 ± 46.24 mSv，因輻射而導致二次癌症的風險分別為 4.99% Sv-1 與 3.85% Sv-1，與先前的研究有著一致性的結果，並證實本研究方法應用在風險評估上的可行性。研究論文一和二同時以國際會議論文形式發表，發表於 2016 年第 2 屆國際劑量量測及其應用會議(2nd International conference on dosimetry and its applications, ICDA-2)。(參考圖 4-19 至 4-23)

於 12/21 於核能研究所進行成果發表會，進行本計畫相關研究成果簡報。(參考圖 4-25)

四、附圖與附表

測試類別	測試輻射劑量範圍	允差 (L)		使用能力商數限值進行判斷與否
		深部	淺部	
I. 意外事故級, 光子				
A. 一般 (B 及 C 隨機選擇)	0.1 to 5 Gy	0.30	不測試	否
B. ¹³⁷ Cs				
C. M150				
II. 光子				
A. 一般 (\bar{E} 20 keV, 當 \bar{E} 70 keV 時垂直照射, 當 \bar{E} > 70 keV 時照射角度小於 60°)	0.3 to 100 mSv	0.4	0.4	是
B. 高能量 (\bar{E} 500 keV 時照射角度小於 60°)				
C. 中能量 (\bar{E} > 70 keV 時照射角度小於 60°)				
D. 窄能譜 (NS20, NS80, ²⁴¹ Am, ¹³⁷ Cs, ⁶⁰ Co, 當 \bar{E} 70 keV 時垂直照射, 當 \bar{E} > 70 keV 時照射角度小於 60°)				
III. 貝他粒子				
A. 一般 (B 及 C 隨機選擇)	1.5 to 100 mSv	不測試	0.4	是
B. 高能量 (\bar{E} 500 keV)				
C. 低能量 (\bar{E} < 500 keV)				
IV. 光子混合場				
A. 一般 (IIA + IIB)	0.6 to 100 mSv	0.4	0.4	是
B. IIB + IIC				
C. IIB + IID				
V. 貝他與光子混合場				
A. 一般 (II + III)	2.0 to 100 mSv	0.4	0.4	是
B. IIB + III				
VI. 中子與光子混合場				
A. 一般 (B 及 C 隨機選擇)	1.5 to 50 mSv	0.4	不測試	否
B. ²⁵² Cf + II				
C. ²⁵² Cf(D ₂ O) + II				

圖 4-1. 人員劑量計能力試驗測試類別及照射條件



批 次	校 正	一	二	三
開始接收 劑量計日期	105年7月1日	105年11月10日	105年12月5日	105年12月27日
接收截止日期	105年9月1日 (接收截止日期)	105年11月17日	105年12月12日	106年1月9日
照射日期	105年9月30日 (校正完成日期)	105年11月29日	105年12月21日	106年1月17日
寄回日期	-----	105年12月15日	106年1月10日	106年2月10日
回報日期	-----	106年1月15日	106年2月10日	106年3月10日

(b)

圖 4-2. (a)人員劑量計能力試驗流程及(b)第十次人員劑量計能力試驗規劃日程

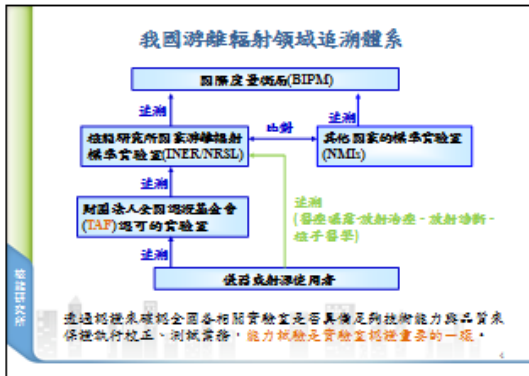
人員劑量計能力試驗 ANSI/HPS N13.11 (2001)與(2009) 版本比較

報告人：林怡君
日期：2016.05.02

能力試驗說明

政策依據：

- 游離輻射防護法第十條：視察核子工作場所外應實施環境輻射監測
- 輻射法第十七條：為提高核子醫學之品質，減少病人可能接受之傷害，醫療機構應採用經主管機關公告應實施醫療儀器品質保證之放射診斷室，可發生游離輻射設備或作同位素，應依醫療儀器品質保證標準執行醫療儀器品質保證計畫，報請主管機關核備後始得為之
- 環境輻射偵測品質保證規範之品質保證方案：核子度量系統之數據及計測數率應使用放射源作定期校準，放射源測定準確度應可追溯至國家標準。
- 「人員輻射劑量評定機構認可及管理辦法」與「核子工作場所管理四場場所外環境輻射監測作業準則」：執行人員劑量評定與環境輻射監測作業之機構，必須通過全國認證基金會(TAF)之認證
- 「輻射防護設備相關醫療管理辦法」：從事核子防護設備或放射診斷室或可發生游離輻射設備銷售服務業務者，使用之輻射偵測儀器，應每年送TAF 認證之機構校正一次



能力試驗說明

◆ 能力試驗說明研究：

- 1. 全國認證基金會(TAF)之實驗室均應視其能力試驗要求；2. TAF成立前則由實驗室自行做校核；3. TAF/ISO未規定條件
- ◆ 101-108 統制及能力試驗研究配合TAF執行時校核

年度	人員劑量計 儀器校準 (101-102)	游離輻射 中微線性 儀器校準 (103-104)	醫療射性 藥物劑量 劑量計 (105)	環境劑 量計 (106)	游離劑 量計 (107)
101	第五次	每年	每年	無記錄	
102	第六次	每年	每年	無記錄	
103		第六次	每年	第一次	無記錄
104		第七次	每年		
105		第八次			TAF成立
106		第九次			無記錄
107		第十次			無記錄
108		第十一次			無記錄

儀器校準 TUF-CNLA-T04 TUF-CNLA-T04 TUF-CNLA-T09 TUF-CNLA-T10 TUF-CNLA-T12 UN2499 N13.22 UN2499 N13.29 2校準

ANSI/HPS N13.11 能力評定名詞解釋

P_i : 能力商數 $P_i = [H'_i - H_i] / H_i$

B : 偏差 $B = \bar{P} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n P_i$

S : 標準差 $S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (P_i - \bar{P})^2}{n-1}}$

L : 允差，則量評估系統可通過能力試驗之限值 $f(B, S) \leq L$

PQL: 能力商數限值，單一測試類別15個劑量計中，若有超過1個劑量計(即此類別總測試數目的10%)之 $|P_i|$ 大於L，則判定未通過該類別之測試

人員劑量計能力試驗版本比較

- 美國國家標準協會(American National Standard Institute, ANSI)N13.11版本: 1983, 1993, 2001, 2009
- 現行TAF-CNLA-T08(3):2012「游離輻射人員體外劑量計技術規範」係參考美國ANSI/HPS N13.11-2001訂定
 - 1991 - 1993 - 1995 - 1998依據ANSI N13.11-1993標準
 - 2001 - 2004 - 2007依據ANSI/HPS N13.11-1993標準
 - 2010及2013依據ANSI N13.11-2001標準(高收劑TAF有再收版)
- ANSI於2009年1月公布最新的ANSI/HPS N13.11-2009人員劑量計能力試驗標準，未來TAF將參考以執行實驗室認證
 - 第九次能力試驗進行允差標準與小的簡易分析
 - 第十次能力試驗完全符合2009版規範的分析

圖 4-3. 人員劑量計能力試驗 ANSI/HPS N13.11 (2001)與(2009)版本比較研究簡報資料



「第十次人員及肢端(試運轉)劑量計能力試驗研討會」
暨「105年解除管制量測能力試驗研討會」

議程

日期：105年05月20日星期五

地點：核能研究所國家游離輻射標準實驗室(035館)二樓

時間	內容	主持人
10:00 ~ 10:20	報到	
10:20 ~ 10:30	國家游離輻射標準實驗室負責人致詞	胡中興 組長
10:30 ~ 11:30	第十次人員及肢端劑量計能力試驗說明	朱健豪 分組長
11:30 ~ 12:00	解除管制法規介紹	王錫勳 技正 (物管局)
12:00 ~ 13:00	解除管制量測比對	葉俊賢 副研究員
13:00 ~ 15:30	綜合討論	胡中興 組長

圖 4-4. 第十次人員及肢端(試運轉)劑量計能力試驗研討會照片及議程

**2016年第10次人員劑量評估
實驗室能力試驗**
 報告人：朱健康
 國家游離輻射標準實驗室
 2016年05月20日

一、人員劑量計能力試驗

- 本所國家游離輻射標準實驗室(NRSL)目前為游離輻射測試領域之能力試驗執行機構，自1991年開始至2013年間已完成九次人員劑量計評估實驗室之能力試驗
- 本次為第十次能力試驗，預計有9家實驗室9批劑量計，規劃自2015年5月開始接受校正，8月開始接收人員劑量計，9月開始進行照射
- 測試標準規範—依據TAF (2012年) 第三版的「測試領域人員體外劑量評估實驗室認證技術規範」執行(TAF-CNLA-T08(3))
- 收費標準：每類別NT\$28,800元

能力試驗進度

- 98年完成ISO射質的建立與能力試驗運作
- 105年3月完成能力試驗計畫書
- 105年5月20日召開行前說明會
- 105年5月21日開始接受能力試驗實驗室申請
- 提供TLD校正
 - 105年7月1日開始接收劑量計
 - 105年9月1日為接收截止日期
 - 105年9月30日為校正完成日期

ANSI N13.11-2009 ANSI N13.11-2001之比較

- 人員劑量計能力試驗ANSI N13.11-2009新版標準規範與舊版之比較，重要的修訂：
 1. 測試類別由6個減少為5個；
 2. X光能譜由58個減少為33個；
 3. 不使用²⁰⁴Tl(鉍)貝他射源進行照射；
 4. 回報時程縮短為15個日曆天；
 5. 允差標準變小，計算公式變更，第I類意外事故級由0.3減少至0.24，而其他類別由0.4降至0.3。

- 美國對於新版ANSI/HPS N13.11-2009人員劑量計測試標準規範的推行日期尚未決定。
- 新版的人員劑量計能力試驗標準規範ANSI N13.11-2009比目前國內正在執行的ANSI N13.11-2001版本，在測試作業上來說是比較實際的作法，新版刪除了複雜的光子能譜及重複測試的項目。

第十次人員體外劑量評估實驗室能力試驗之測試類別

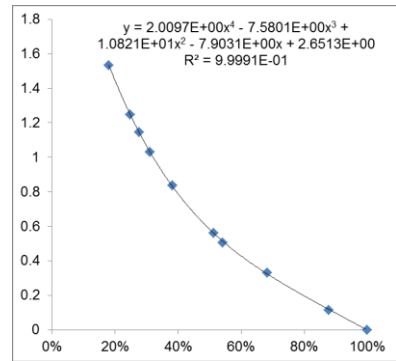
測試類別	能量範圍	標準	標準	能力測試標準 進行判斷是否
I. 標準源線光子				
A. 一組 (B 及 C 隨機選擇)	0.1 to 5 Gy	0.30	不測試	否
B. ¹³⁷ Cs				
C. ¹³⁷ CS				
II. 光子				
A. 一組 (E≥20 keV, 當E≥70 keV時量 量射, 當E>70 keV時射角 小於60°)	0.3 to 100 mSv	0.4	0.4	是
B. 高能量 (E≥300 keV時射角 小於60°)				
C. 中能量 (E>70 keV時射角 小於60°)				
D. 窄能峰 (N220, N230, ²⁴¹ Am, ¹³⁷ Cs, ⁶⁰ Co, 當E≥70 keV時 量射, 當E>70 keV時 射角小於60°)				

圖 4-5. 2016 年第 10 次人員劑量評估實驗室能力試驗說明研討會簡報



圖 4-6. 能力試驗新 X 光照射系統與半值層測試實驗設置圖

射質厚度：	3.50	mmAl	
	2.00	mmCu	
管電壓：	79.9	kV	
20160623_IN80_銅濾片半質層照射			
厚度(mmAl)	A5 / sn: 209	穿透游離腔	百分比
0.000	1.5407E-11	4.5586E-10	100.00%
0.115	1.3525E-11	4.5622E-10	87.72%
0.332	1.0529E-11	4.5626E-10	68.28%
0.505	8.3584E-12	4.5634E-10	54.19%
0.560	7.9105E-12	4.5630E-10	51.29%
0.837	5.8910E-12	4.5622E-10	38.21%
1.030	4.7789E-12	4.5579E-10	31.02%
1.145	4.2696E-12	4.5575E-10	27.72%
1.247	3.8247E-12	4.5572E-10	24.83%
1.535	2.7779E-12	4.5562E-10	18.04%
實驗第一HVL厚度：		0.58	mmAl
實驗第二HVL厚度：		0.66	mmAl
IEC 61267標準第一HVL厚度：		0.58	mmAl
IEC 61267標準均勻係數：		0.94	--
第一HVL差異：		0.53	%
實驗均勻係數：		0.89	--



射質厚度：	0.50	mmAl	
	0.30	mmCu	
管電壓：	61.1	kV	
20160628_IW60_銅濾片半質層照射			
厚度(mmAl)	A5 / sn: 209	穿透游離腔	百分比
0.000	1.3734E-10	1.9797E-09	100.00%
0.055	1.1019E-10	1.9796E-09	80.24%
0.115	8.7933E-11	1.9800E-09	64.01%
0.170	7.2796E-11	1.9797E-09	53.00%
0.217	5.9815E-11	1.9797E-09	43.55%
0.272	5.0779E-11	1.9794E-09	36.98%
0.332	4.2523E-11	1.9791E-09	30.97%
0.387	3.6274E-11	1.9789E-09	26.42%
0.505	2.3176E-11	1.9784E-09	16.89%
實驗第一HVL厚度：		0.18	mmAl
實驗第二HVL厚度：		0.22	mmAl
IEC 61267標準第一HVL厚度：		0.18	mmAl
IEC 61267標準均勻係數：		0.86	--
第一HVL差異：		1.06	%
實驗均勻係數：		0.84	--

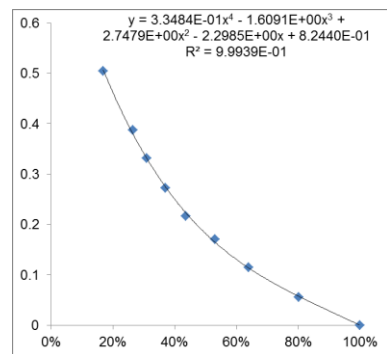


圖 4-7. 新 X 光照射系統 ISO 射質之 IN80 與 IW60 半值層
測試實驗結果



圖 4-8. 能力試驗汰換更新中子照射系統外觀與操控介面主畫

面

$$T_s = \frac{(2R_1 - R_2)}{(R_2 - R_1)} \times T$$

照射距離	上下時間, Ts	不確定度
(cm)	(s)	(s)
50	10	0.85

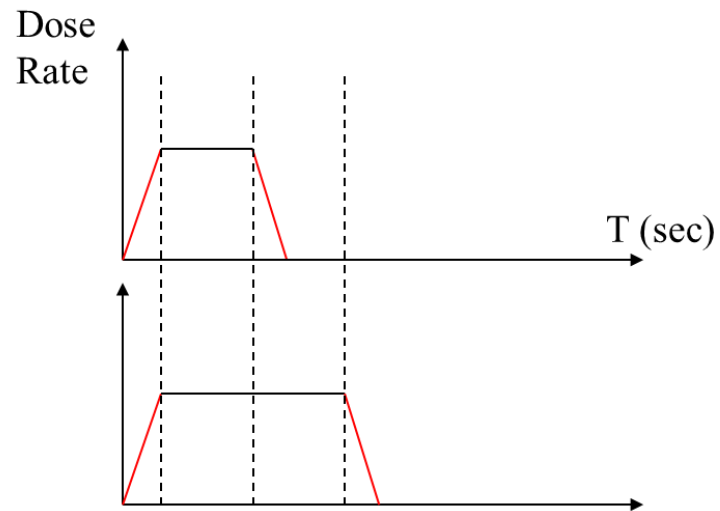
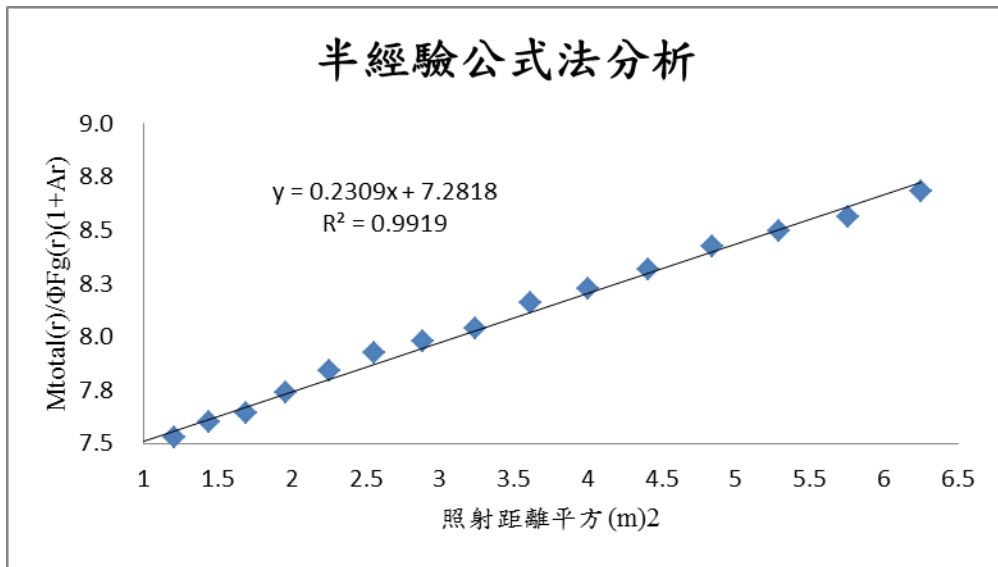
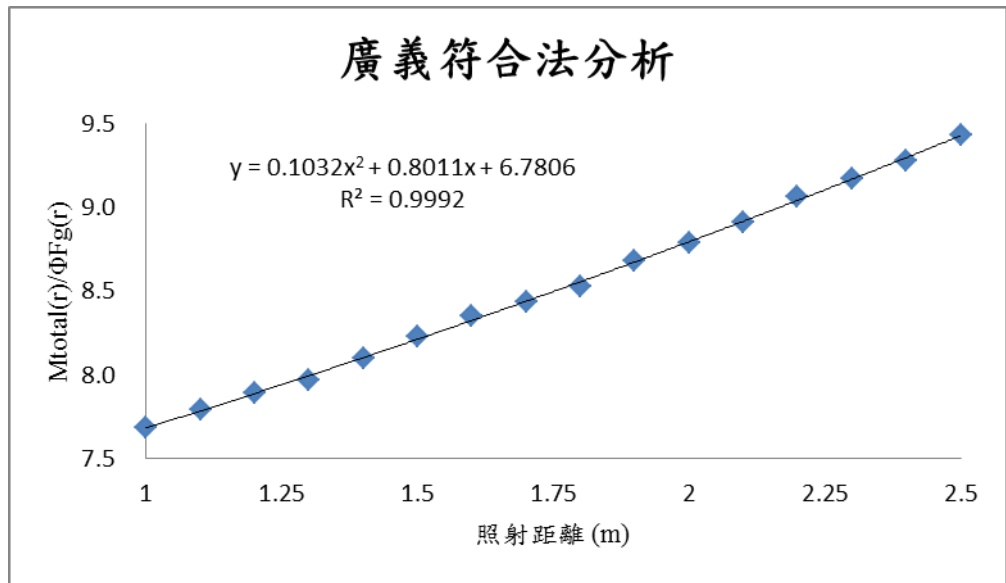


圖 4-9. 汰換更新中子照射系統上下時間之評估



$$\frac{M_{total}(r)}{\Phi \cdot F_g(r)(1 + A \times r')} = R_\phi (1 + S \times r^2)$$



$$\frac{M_{total}}{\Phi} = R_\phi \cdot \left(\frac{F_g(r)}{F_A(r)} + A' \times r' + S \times r^2 \right)$$

圖 4-10. 汰換更新中子照射系統室散射之評估

肢端劑量計能力試驗技術規範

(草案)

核能研究所 保健物理組

中華民國 105 年 8 月(修訂 1 版)

1. 前言

本規範參考 ANSI/HPS N13.32 (2008)⁽¹⁾與國內輻射劑量追溯現況，建立測試條件與標準，以評估人員肢端劑量計服務之能力。

本規範包含肢端劑量計能力試驗測試類別、輻射劑量照射範圍與允差標準。能力試驗測試為劑量評估實驗室將劑量計送至照射實驗室，在控制良好的規定條件下，依據本規範照射特定的輻射劑量後，並送回劑量評估實驗室進行劑量評估，再將評估結果回覆照射實驗室，並由測試機構依據本規範判斷評估能力是否符合標準。

本規範適用於評估肢端ICRU組織0.07 mm深度個人等效劑量的劑量系統，例如：手、腳、前臂或小腿。因此，能力試驗對象為手指、手腕或腳踝的劑量計，不適用於評估眼球水晶體或是個人等效劑量的全身劑量計。

根據本規範前一版ANS/HPS N13.32 (1995)的描述，肢端的中子曝露屬於特殊議題，而委員會審議此議題時，基於未發現令人信服之證據，目前不需要考慮實施肢端劑量計中子等效劑量的測試。另外，ANSI/HPS N13.11 (2001)全身個人等效劑量系統能力測試可作為本規範的輔助性資料。

本規範目的是充分且全面地呈現受測試系統之能力，意味劑量評估實驗室或供應商在廣泛視野條件可勝任於個人肢端劑量評估系統。

圖 4-11. 肢端劑量計能力試驗技術規範(草案)初稿

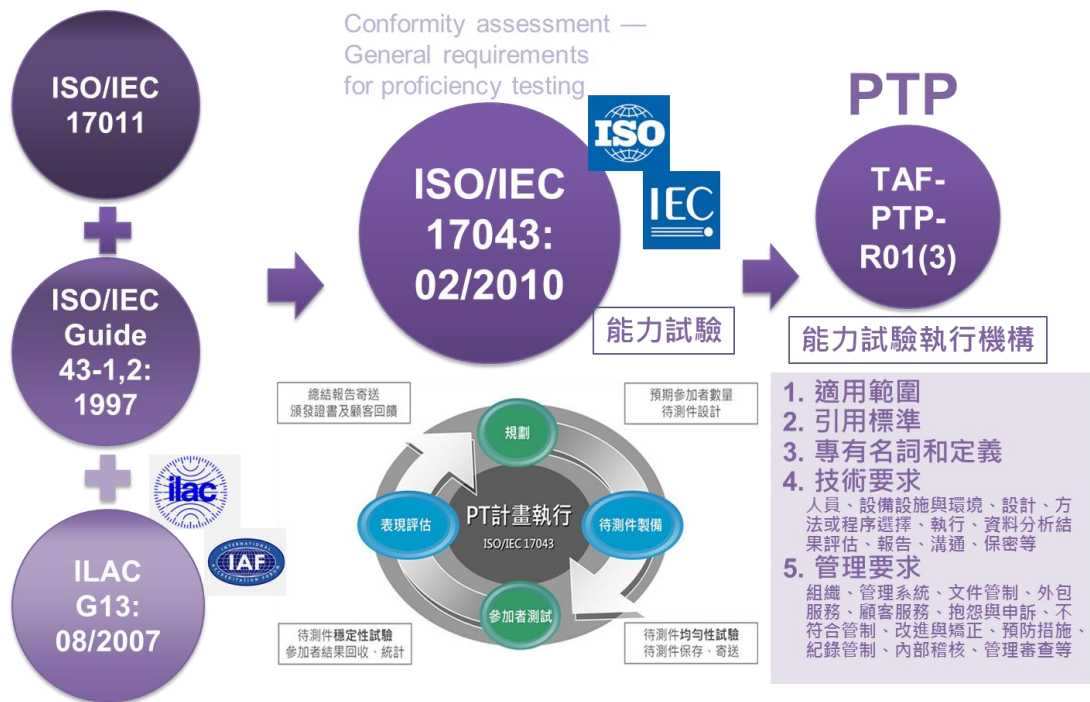
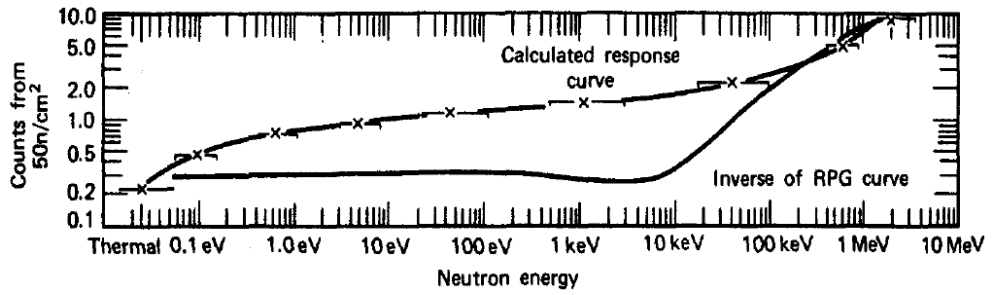
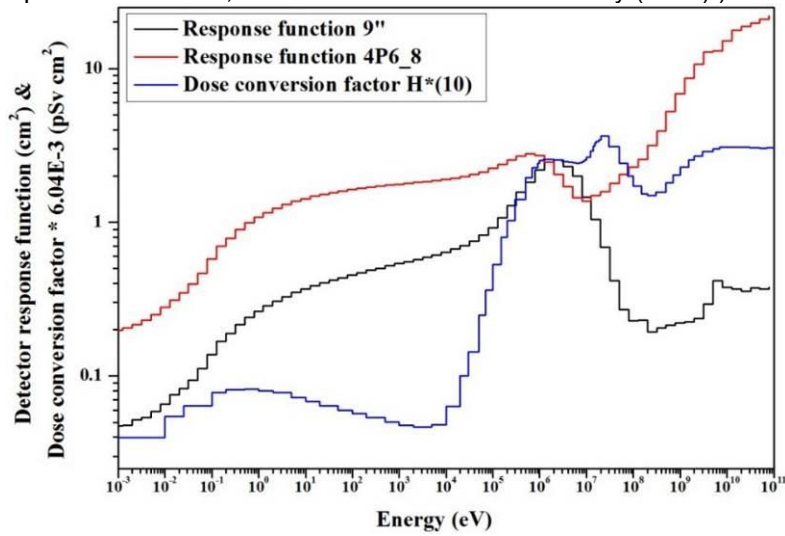


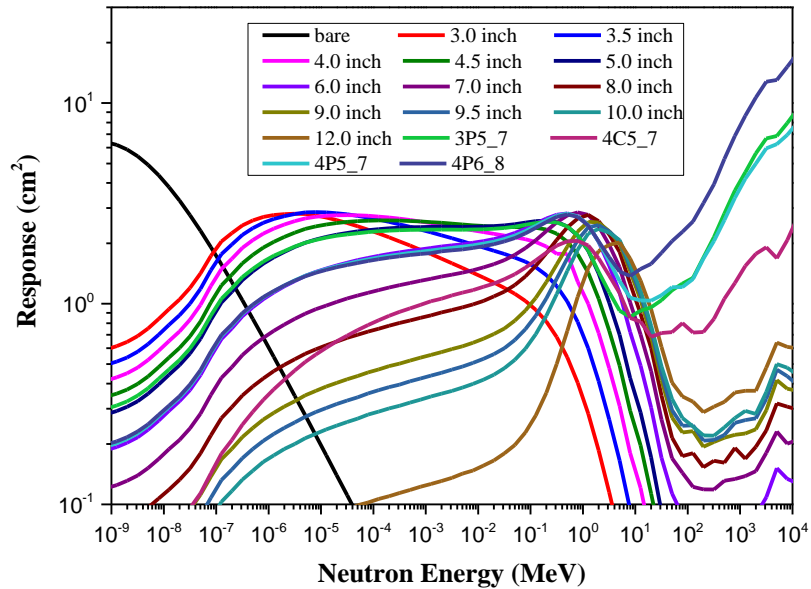
圖 4-12. 能力試驗執行機構認證相關 ISO/IEC 17043 能力試驗國內外標準之架構圖



(a) 傳統波那球的能量響應函數與中子通率劑量轉換因子的比較
(Hankins, D. E. Determination of the Neutron Contribution to the Rem Dose. USAEC Report LA-DC-7323, Los Alamos Scientific Laboratory (1965).)

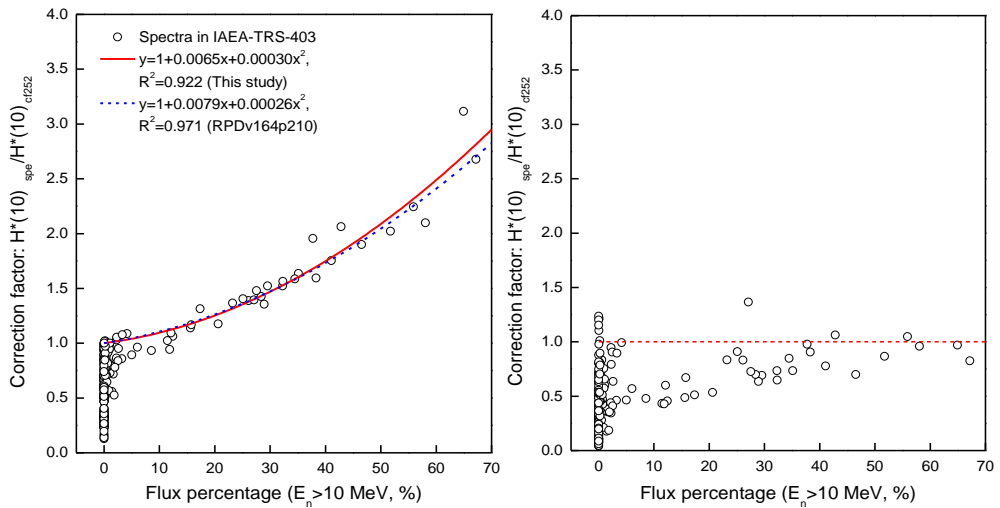


(b) 9吋傳統波那球與4P6_8延伸能量波那球的能量響應函數，及其與中子通率劑量 $H^*(10)$ 轉換因子的比較



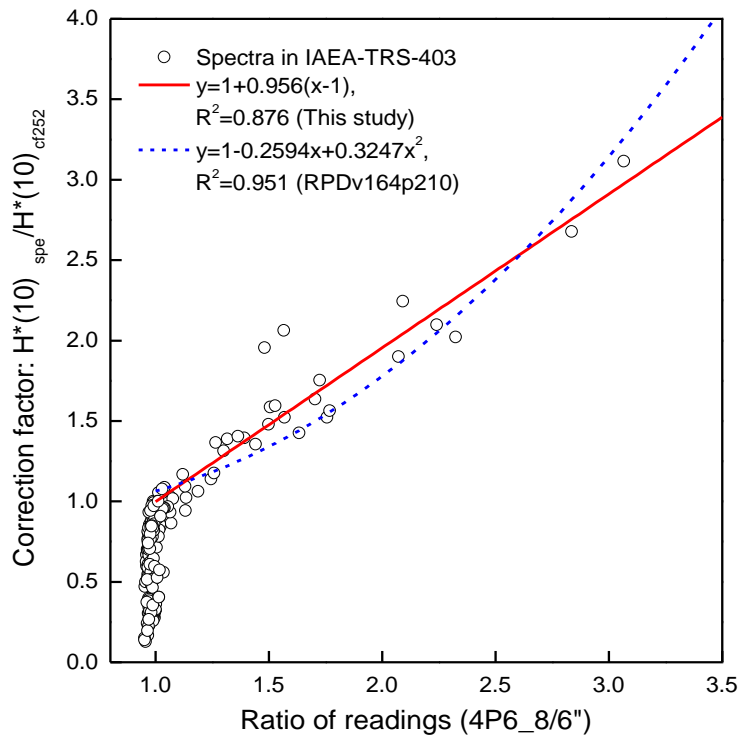
(c) 針對 PTB NEMUS 能譜儀，不同尺寸波那球之能量響應函數

圖 4-13. 中子偵檢器波那球系統(a)文獻與(b)(c)蒙地卡羅響應模擬結果



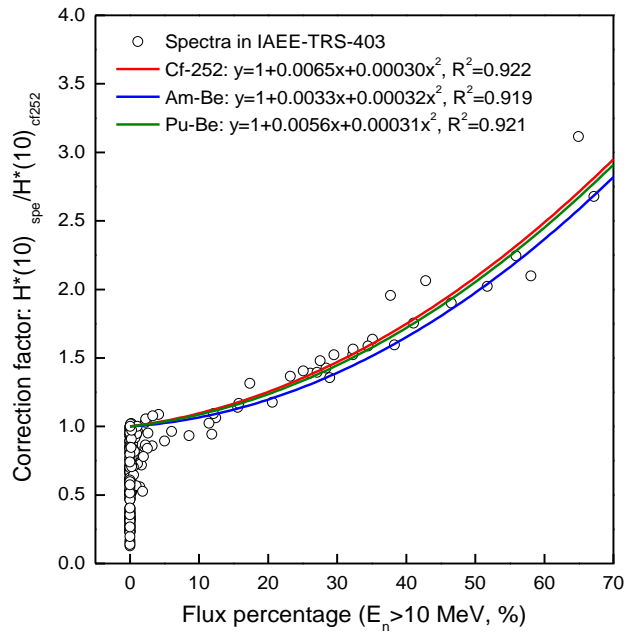
(a)

(b)

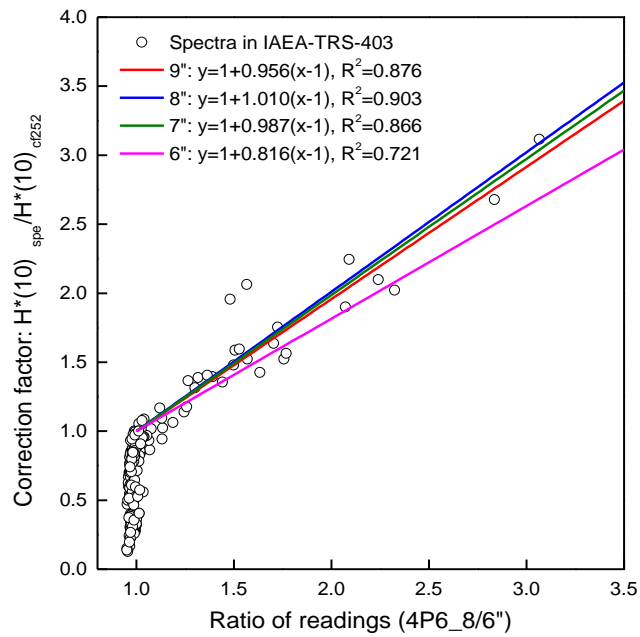


(c)

圖 4-14. (a)9 吋波那球和(b)4P6_8 延伸能量波那球之偵檢器能譜修正因子對高能中子比例作圖，以及(c)9 吋波那球之偵檢器能譜修正因子對 4P6_8 延伸能量波那球與 6 吋波那球之讀值作圖

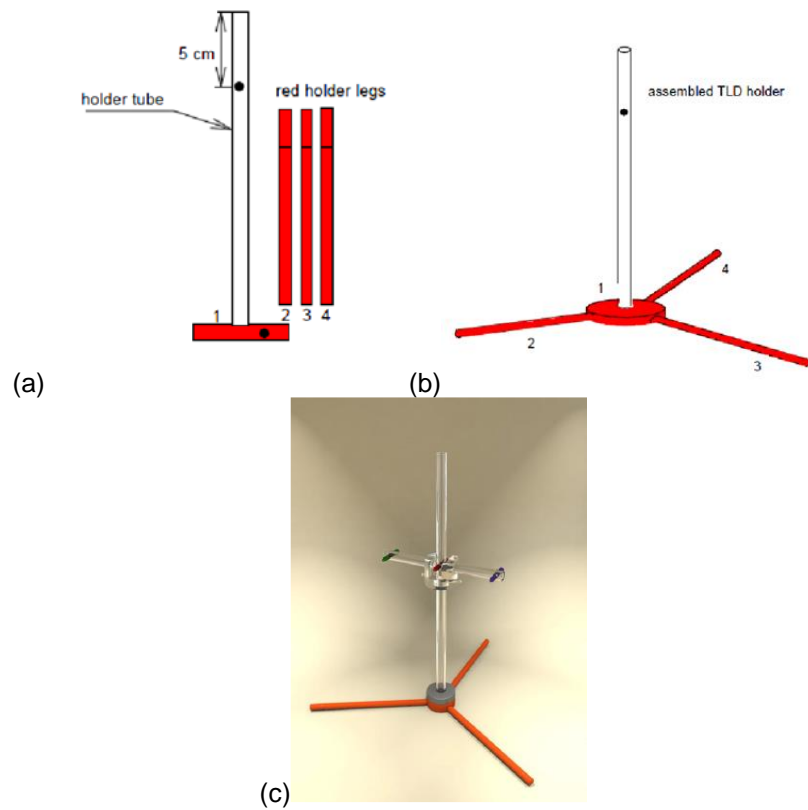


(a)

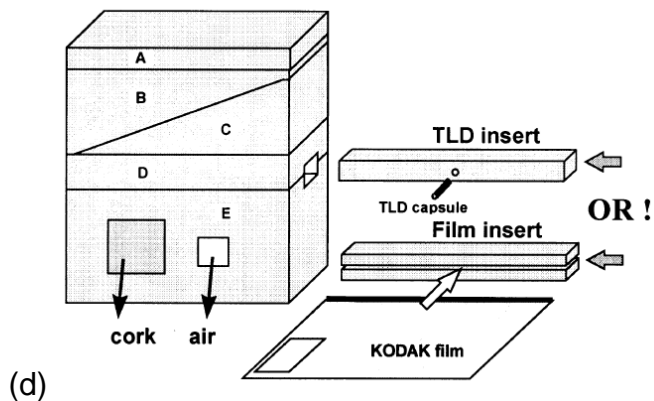


(b)

圖 4-15. (a) 三種不同校正射源校正之 9 吋波那球之偵檢器能譜修正因子對高能中子比例作圖；(b) 不同尺寸之波那球之偵檢器能譜修正因子對 4P6_8 延伸能量波那球與 6 吋波那球之讀值比作圖

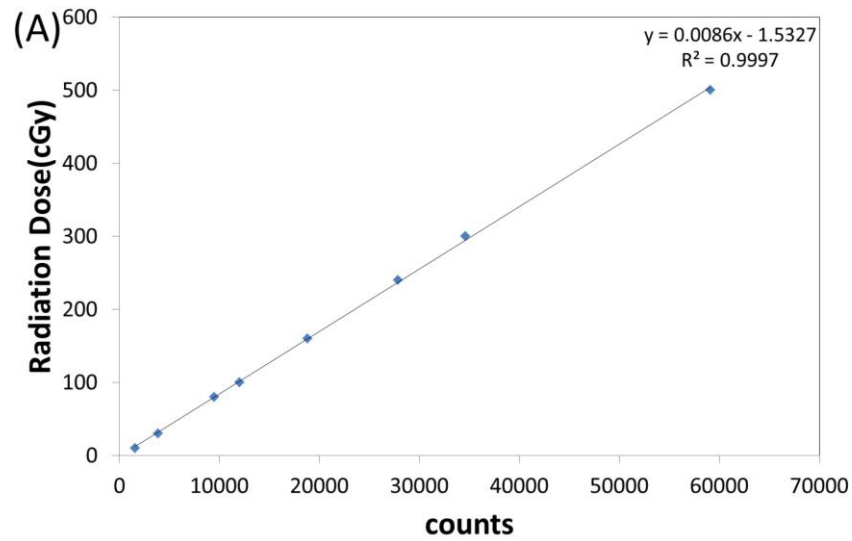


IAEA 郵校系統所使用的支架，(a)材質為 PMMA，分為主體及腳架，裝卸簡單且質量輕，適合郵寄；(b)組裝後，將 TLD 放置在主體 5 公分處(圖中黑點處)，並放入水箱中進行劑量測量；(c)修改後支架，在左右兩側各加上 5 公分的水平臂，可將 TLD 放置其中，用於量測射束偏軸的劑量輸出。

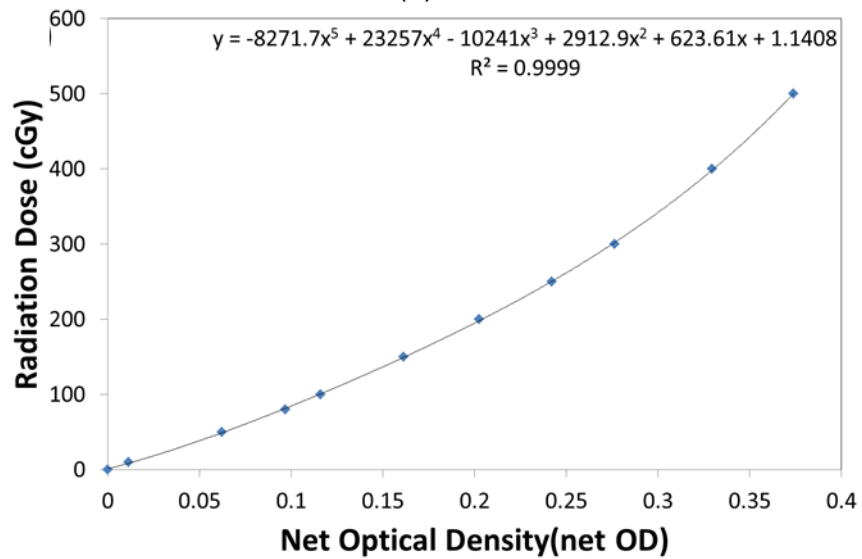


多功能郵寄假體，藉由不同形狀的聚苯乙烯所組成，包含空腔及模擬肺部組織等不均質物質，並設計熱發光劑量計及輻射變色底片替換柱，利用堆疊的方式達到不同情況下劑量輸出之驗證

圖 4-16. 多功能性輻射測量郵校假體文獻與資料



(a)



(b)

圖 4-17. 劑量計系統之校正與測試。(a) TLD 分別照射 10、30、80、100、160、240、300、及 500 cGy 的劑量；(b) EBT3 分別照射 10、50、80、100、150、200、250、300、400、及 500 cGy 的劑量。

電子 6 MeV		
加速器編號	平坦性(7 cm內)	對稱性(7cm內)
1	1.51%	2.67%
2	0.56%	1.45%
3	1.33%	1.43%
4	1.88%	0.81%
5	1.95%	2.21%
6	1.06%	1.36%
7	1.63%	1.69%
8	1.14%	3.04%
9	0.88%	1.56%
10	1.46%	2.41%

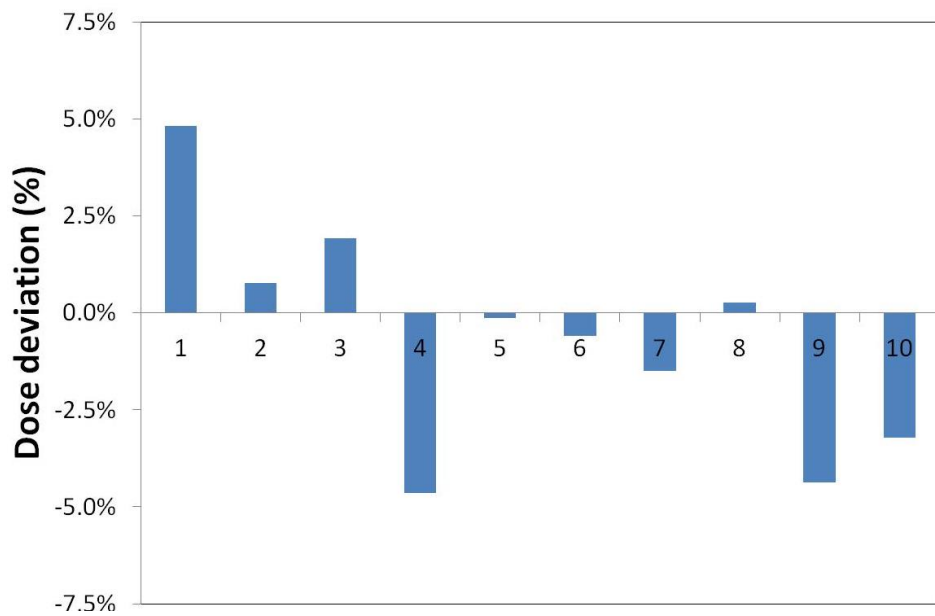


圖 4-18. 6 MeV 電子射束平坦性、對稱性和劑量輸出驗證之臨床量測結果

1 **Estimation Of The Differences Between The Effective Dose And Hp(10)**
2 **Exposed By Different External Photon Sources**

3 LiYen Chen ^{1,2}, C. H. Hsu ², Yi-Chun Lin ¹ and Fang-Yuh Hsu ²

4 ¹Institute of Nuclear Energy Research, Taiwan (R.O.C.)

5 ²Department of Biomedical Engineering and Environmental Sciences, National
6 Tsinghua University, Taiwan (R.O.C.)

7

8 **Introduction**

9 In the field of radiation protection, in order to ensure that the occupational exposure
10 to radiation workers does not exceed the dose limits and as low as reasonably
11 achievable, in accordance with the provisions of regulator, employers are required to
12 implement radiation dose monitoring to workers. The common method is wearing the
13 personal dosimetry badges which are used to monitor the personal dose equivalent,
14 Hp (10), Hp (3), Hp (0.07). Respectively, the three assessment values are used to
15 represent effective dose, equivalent dose for lens and skin dose.

16 However, personal dose equivalent merely use the dose in three different the depths
17 to represent radiation doses received by the worker. The error would exist between the
18 effective dose and personal dose equivalent when the badges are worn in different
19 positions or in the different irradiation condition. Therefore, it must be considered the
20 error when reconstruct the exposure dose for personal dosimetry badges.

21 In the ICRU report No.39 and No. 43^{[1][2]} mentioned that there are angular
22 dependence for the personnel dosimeter except the irradiation from the front (anterior
23 irradiation), because the radiation would be attenuated in soft tissue, especially for the
24 low energy radiation.^[3]

25 In this study, we compared the effective dose and personal dose equivalent in
26 different condition. Real effective dose in Rando phantom would be measured by

圖 4-19. 2016 年投稿論文 Estimation of the differences between the effective dose and Hp(10) exposed by different external photon sources

1 Monte Carlo simulations for angular and spatial distributions in therapeutic
2 energy proton beams

3
4 Yi-Chun Lin^{1*}, C.Y. Pan¹, K.J. Chiang², M.C. Yuan¹, Y.W. Tsai², P.K. Teng³,
5 C.H. Lin³, T.C. Chao⁴, C.C. Lee⁴, C.J. Tung⁴, A. E. Chen²

6
7 ¹ Healthy Physics Division, Institute of Nuclear Energy Research, Taiwan (R.O.C.)

8 ² Department of Physics, National Central University, Taiwan (R.O.C.)

9 ³ Institute of Physics, Academia Sinica, Taiwan (R.O.C.)

10 ⁴ Department of Medical Imaging & Radiological Sciences Chang Gung University, Taiwan (R.O.C.)

11
12 1. Introduction

13
14 With improved quickly radiotherapy techniques, the number of proton therapy
15
16 machines is increasing rapidly. In medical physics field, one of the merits of proton
17
18 therapy is accurate dose detonation and high conformity for a specific target volume.

19
20 As beam delivery technology or precision in dose detonation evaluation are
21
22 ameliorating, better conformity is expected. Therefore, improvements with
23
24 simulations are required. Nowadays, most perturbation corrections for accurate dose
25
26 determination are based on the Monte Carlo technique, and increasing Monte Carlo
27
28 based treatment planning systems can provide the configuration and testing data for
29
30 patient dose prediction relies on accurate simulations [1]. A validated Monte Carlo

31 *Correspond
32 Email address:
33 Postal address:
34 Healthy Physics
35 Institute of Nuclear
36 Energy Research
37 No. 1000 Wenhua
38 (R.O.C.)

11 system for the simulation of radiation transport is a useful tool for pre-clinical and
12
13 clinical research studies [2-3]. Before going into clinical machine nozzle in proton
14
15 facilities, it is important to understand the physics of proton when traveling through
16
17 matter.

18
19 In the traveling direction of the proton beam, the fast descent characteristic of the
20
21 end of the Bragg curve could avoid unnecessary dose to the rear tissues and organs.
22
23 However, the lateral variation in the transverse direction is affected by multiple
24
25 Coulomb scattering and the width of the proton beam spread out with depth.

圖 4-20. 2016 年投稿論文 Monte Carlo simulations for angular and spatial distributions in therapeutic energy proton beams

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Risk assessment of radiation-induced secondary cancer for treating nasopharyngeal carcinoma with intensity-modulated radiotherapy

H.D. Chuang^{a,b,†}, F.Y. Hsu^c, Y.J. Liao^d, H.T. Lan^e, Y.C. Lin^{f,†}, S.M. Hsu^{a,b,g,*}

1. Introduction

According to the National Health Council statistical data, the incidence of nasopharyngeal carcinoma (NPC) in Taiwan has been increasing yearly. A survey from the National Health Council indicates that NPC in Taiwan occurs most often in the age group of 40 to 50 years old (NHC, 2009). NPC has an increased incidence in younger patients; therefore, the risks of radiation-induced secondary cancers are of greater importance for younger patients and for patients who may survive for a long time after radiation treatments.

Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) is one of the typically used methods for treating patients with NPC and prostate cancers, and most of IMRT clinical cases are related to the above two cancers treatments in Taiwan (NHC, 2009). The major concerns often raised on the use of IMRT are the increase in the whole-body dose given the increase in the number of monitor units per target dose and the larger volume of normal tissue organ irradiated at a lower radiation dose compared with three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT). These two factors can increase the risk of radiation-induced secondary cancers, especially for long-term survivors. In this paper, we sought to establish the TLD-100H dosimetry system and to determine the relative position and contour of organs in the Rando phantom to obtain accurate dose assessments for out-of-field organs. The treatment planning was simulated for

圖 4-21. 2016 年投稿論文 Risk assessment of radiation-induced secondary cancer for treating nasopharyngeal carcinoma with intensity-modulated radiotherapy



Estimation of the Differences between the Effective Dose and Hp(10) Exposed by Different External Photon Sources

LiYen Chen^{1,2}, C. H. Hsu², Yi-Chun Lin¹, Fang-Yuh Hsu²
¹Institute of Nuclear Energy Research, Taiwan (R.O.C.)

²Department of Biomedical Engineering and Environmental Sciences, National Tsinghua University, Taiwan (R.O.C.)

Introduction

Hp(10), personal dose equivalent, defined by the International Commission on Radiation Units and Measurements, were commonly regarded as conservative surrogates of effective. The study checked the valid of the assumption by experiments.

Materials and Methods

E, effective dose was measured with RANDO phantom and TL system according to ICRP Recommendations. Hp(d) were measured with two kinds of dosimetry badges, Harshaw TLD dosimeters and Landauer OSLD dosimeters. The conversion coefficients of E/Hp(d) were calculated which concerned irradiation by different photon energies (80 kV to 10 MeV) and irradiation geometries (AP, PA, RLAT, LLAT). The variance of conversion coefficients with five dosimeter positions in front of the torso which the radiation workers often wear on were discussed. The study also compared the conversion coefficients in this experiment with the published data which were simulated by Monte Carlo N-Particle code.

Table1 The conversion coefficients of E/Hp(d) which concerned irradiation by different photon energies (80 kV to 10 MeV) and irradiation geometries (AP, PA, RLAT, LLAT) compared with published data which were simulated by Monte Carlo N-Particle code.

	Co-60				80 kV(36 keV)				130 kV(42 keV)			
	this study		ICRP74	Zankl	this study		ICRP74	Zankl	this study		ICRP74	Zankl
	OSLD	TLD			OSLD	TLD			OSLD	TLD		
AP	0.95	0.84	0.9	0.9	0.54	0.52	0.45	0.6	0.79	0.58	0.6	0.75
PA	1.21	1	1	1.1	2.75	1.48	1.15	>2	2.18	1.48	1.1	>2
LLAT	0.62	0.55	0.7	0.7	0.1	0.46	0.4	0.55	0.16	0.35	0.45	0.7
RLAT	1.9	1.78	-	1.05	2.12	2.07	-	>2	2.67	2.95	-	>2

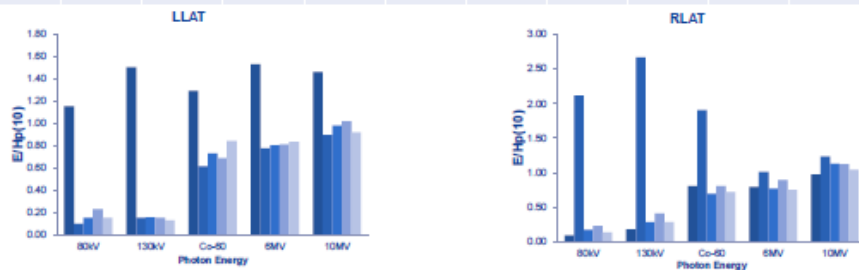


Fig.1 The conversion coefficients of E/Hp(d) were calculated which concerned irradiation by different photon energies (80 kV to 10 MeV) and two irradiation geometries (RLAT, LLAT) when wear OSLD dosimeters in five positions in front of the torso (right, left, neckline, middle of the chest, waist).

Results and Conclusions

The result showed that Hp(d) underestimate the effective dose in some photon energies, especially low energies and some unfavorable geometries. And this study shows that there are errors between the experiment data and simulated data in LAT geometry because of the structure of different badges.



行政院原子能委員會

核能研究所

Institute of Nuclear Energy Research

圖 4-22. 2016 年投稿第 2 屆國際劑量量測及其應用會議論文

Monte Carlo simulations for angular and spatial distributions in therapeutic energy proton beams

Y.C. Lin^{a*}, C.Y. Pan^{ad}, K.J. Chiang^b, M.C. Yuan^a, Y.W. Tsai^b, P.K. Teng^c, C.H. Lin^c, T.C. Chao^d, C.C. Lee^d, C.J. Tung^d, A. E. Chen^b

^a Health Physics Division, Institute of Nuclear Energy Research, Taiwan (R.O.C.)

^bDepartment of Physics, National Central University, Taiwan (R.O.C.)

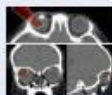
^cInstitute of Physics, Academia Sinica, Taiwan (R.O.C.)

^dDepartment of Medical Imaging & Radiological Sciences Chang Gung University, Taiwan (R.O.C.)

Introduction

Accurate dose detonation or high conformity for a specific target volume is one of the merits of proton therapy. Nowadays, many treatment planning systems are based on the Monte Carlo technique and prediction of patient dose relies on accuracy in simulations. As beam delivery technology and precision in dose detonation evaluation are improving, better conformity is expected.

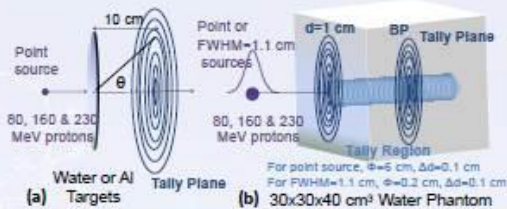
Proton Therapy



Materials and Methods

In this study, three different Monte Carlo simulations (*GEANT4*, *FLUKA*, & *MCNP6*) were compared for benchmark verifications. A point source with mono-energies 80, 160 & 230 MeV protons was passing through 2 cm thick water target and 1 cm aluminum targets respectively. The scattering angle at 10 cm plane from targets downstream is obtained. For the evaluation of dose distribution in the phantom, the calculations adopted an ideal point proton source and a real proton pencil beam (FWHM=1.1 cm) interacting with the 30x30x40 cm³ water phantom respectively.

Code	FLUKA	GEANT4	MCNP6
Version	2011.30	4.8.4	1.3
Platform	Windows	Linux	Windows
Code Range (cm)	10 cm (beam setting)	5000	(default)
Code Energy (MeV)	Primary Particle: 100 MeV Secondary Particle: 1 MeV	0.00001 (electron)	0.01
Model of Physics List	Standard Model Standard Model Standard Model	Standard Model Standard Model Standard Model	Binary Cascade Binary Cascade Binary Cascade
Model of Hadron Scattering	(FLUKA)	Geant4-Hadron-Physics	MCNP6 hadron scattering model
Hadron Scattering Model	Bethe-Bloch for ionization Proton Elastic Scattering Model PROMPT	Geant4-Hadron-Physics Geant4-Hadron-Physics	
Charge Particle	yes	continuous slowing down	Yes (ion model)
Model of Photon Scattering	Geant4 "Ionization" algorithm (default)	continuous slowing down Ionization Ionization Ionization	CBM (Continuous Slowing Model)
Code Author	(default)	STEC/CELESTIA	MCNP6/ST-1



Results and Discussion

Differences in their scattering angle distributions were found, which could be due to models adopted in different codes. For total proton, FLUKA and MCNP6 were almost identical in target case but the difference among others could be as large as ~30% at the angle near 0° at scoring plane downstream of targets. Subsequently, dose distributions at the same plane were different as well. This resulted from different Monte Carlo scattered algorithms which also contributed to the inconsistent lateral dose distribution at Bragg peak depth of the phantom depending on calculated codes.

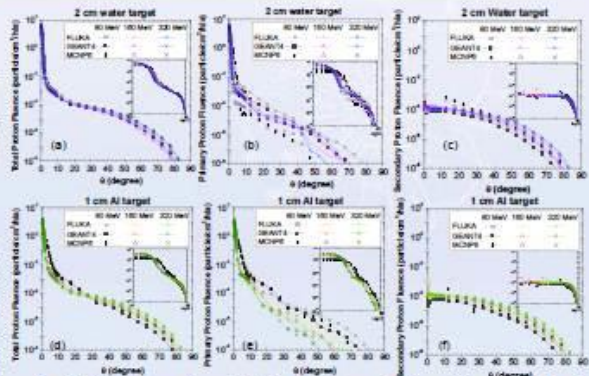


Fig. 1. In targets geometry, calculated proton fluence functions of the projected angle. (a)&(d) total protons; (b)&(e) primary protons; (c)-(f) secondary protons.

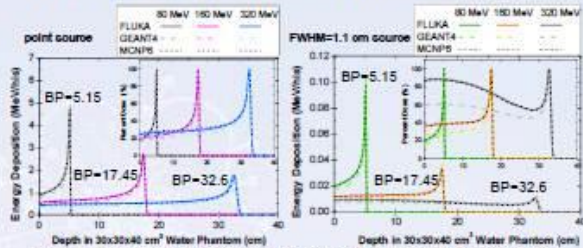


Fig. 2. In water phantom geometry, energy deposition & percent dose with depth.

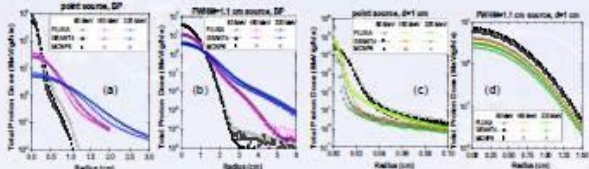


Fig. 3. Radial dose distribution calculation in 230 MeV proton beam. (a) depth=1 cm; (b) proximal 50% dose depth; (c) Bragg Peak Depth; (d) distal 50% dose depth.

Conclusion

That proton scattered angle distributions and dose profile simulated with three Monte Carlo codes is very helpful for understanding dose rise and decline with depth and lateral fluctuation trends for small-field dosimetry, proton radiosurgery or animal proton irradiation fields getting important recently. In the near future, the relative experiments with our homemade detectors to verify the simulation correctness.



圖 4-23. 2016 年投稿第 2 屆國際劑量量測及其應用會議論文

計畫名稱：
輻射防護品保與劑量驗證評估
技術研究(1/4)
MP10401-0009

受委託單位：原子能委員會核能研究所
報告人：保健物理組林怡君
中華民國105年12月21日

簡報大綱

- 一、計畫目的
- 二、執行現況說明
- 三、尋求協助之議題
- 四、未來研究方向
- 五、結語

一、計畫目的

本計畫係四年期科技發展計畫分項，以支援輻射防護管制業務需求為目標，提供作為管理業務執行與規範制定之參考依據，增進民眾對核能應用之信心。

- 研究國外最新之技術規範，建立與國際接軌之輻射防護能力試驗執行技術與作業程序。
- 醫療曝露品質保證系統相關之儀器校正、劑量評估與驗證技術，以提升輻射防護管制作業效能。

一、計畫架構說明

強化輻射安全與輻射醫療品質技術之研究

1. 放射診斷設備之輻射安全與醫療曝露品質保證研究—(長庚大學)
2. 放射治療設備之輻射安全與醫療曝露品質保證研究—(醫學物理學會)
3. 計畫曝露劑量測量與輻射安全風險評估研究—(清華大學)
4. 輻射防護品保與劑量驗證評估技術研究—(保健物理組林怡君, 6,762千元)

- A. 輻射劑量評估與劑量評估研究
- B. 輻射防護品保與劑量驗證評估技術研究
- C. 醫療曝露品質保證與劑量驗證評估研究

政策/法規依據

- 游離輻射防護法第十條：規範輻射工作場所外應實施巡迴輻射監測
- 輻射法第十七條：為提高輻射醫療之品質，減少病人可能接受之曝露，醫療機構使用經主管機關公告應實施醫療曝露品質保證之放射性物質、可發生游離輻射設備或相關設施，應依醫療曝露品質保證標準擬訂醫療曝露品質保證計畫，報請主管機關核備後始得為之
- 巡迴輻射偵測品質保證規範之品質保證方案：輻射度量系統之能階及計測效率應使用校準射源作定期校準，校準射源之準確度應可追溯至國家標準。
- 「人員輻射劑量測定機構認可及管理辦法」與「輻射工作場所管理與場所外巡迴輻射監測作業準則」：執行人員劑量測定與巡迴輻射監測作業之機構，必須通過全國認證基金會(TAF)之認證
- 「輻射防護服務相關業務管理辦法」：從事輻射防護偵測業務或放射性物質或可發生游離輻射設備銷售服務業者，使用之輻射偵測儀器，應每年送TAF 認證之機構校正一次

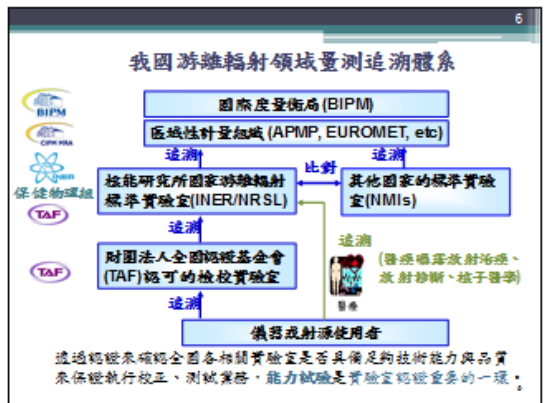
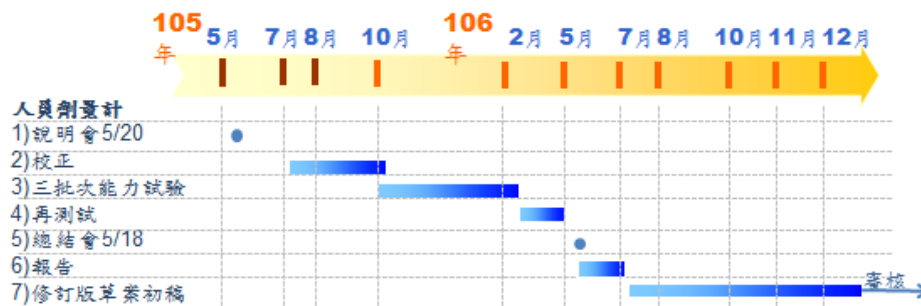


圖 4-25. 成果發表會簡報

伍、結論與建議

一、輻射劑量評估能力試驗技術研究

實驗室認證與能力試驗技術建立方面，美國已建立 ANSI N13.11 (2009)人員劑量計能力試驗技術規範與 ANSI N13.32 (2008)肢端劑量計能力試驗技術規範，並執行環境劑量計能力試驗之運轉測試，IAEA 亦已進行輻射偵檢儀器校正實驗室之輻射場驗證計畫，以確認實驗室劑量校正追溯之現況。國內應依據國際最新之技術發展趨勢，更新相關之認證技術規範，可透過本計畫持續研究國際之技術發展趨勢與引入國內市場。目前規劃能力試驗中人員劑量計改版執行說明如下圖：



人員劑量計能力試驗第十次執行時雖採用現行 TAF 規範，但數據與方法將整合新版內容進行全面分析，另，關於實驗室所提供之 LLD 值將配合主管機關於能力試驗報告結論中描述，以供查驗。

本次執行人員劑量計能力試驗說明研討會特別提出 ANSI/HPS N13.11-2009 與 N13.11-2001 差異，包括具有不同照射類別、測試劑量計數量、輻射源，以及更嚴格的合格標準等，重點摘要如下：

- 測試類別由六類減少為五類；

- X光能譜由 58 個減少為 33 個；
- 不使用 ^{204}Tl (鉍) 貝他射源進行照射；
- 中子/光子測試類別只需評估全部深部個人等效劑量；
- 回報時程縮短為 15 個日曆天；
- 允差標準變小，計算公式變更，第 I 類意外事故級由 0.3 減少至 0.24，而其他類別由 0.4 降至 0.3。

預計於 106 年 12 月根據 2009 版本及第十次執行之分析結果，完成 TAF 人員體外劑量評估實驗室能力試驗規範草案初稿，做為下一次執行人員劑量計能力試驗之基礎。

肢端劑量計能力試驗於說明研討會中提出盲樣與非盲樣兩測試模式問題，其細節有待更進一步之研究。預計於 106 年下旬進行試運轉研究，將邀請國內全部二級實驗室參加。

二、輻射防護實驗室檢校與認證技術建立

國內第一部質子治療硬體設施已進入臨床階段，未來亦可能持續建造高能質子或引進重粒子治療設施，加速器設施的環境具有不可忽視的高能中子，甚至宇宙射線亦有 GeV 等級的中子，它們是飛航劑量的主要貢獻來源，這些能量的中子大大跨越了國內過去執行中子輻射防護的經驗，此研究議題透過學術合作，針對高能中子的分析與量測進行有系統地探討。本年度工作目標在工作場所中子能譜未知情況下，利用簡單現場測量建立可靠的高能中子指標，以方便執行高能中子輻射場下的偵檢器劑量低估修正。其結果可提供相關輻射防護評估及審查、劑量量測及評估之技術建立。

有關質子治療設施等所產生高能中子，已透過學術合作方

式建立了量測方法及驗證基礎技術，預計將於 106 年進行技術精進，系統地探討與量化可能影響"高能中子劑量修正因子"的參數；接著，針對現行核能研究所 Cf-252 中子校正場，研擬高能中子劑量修正的參考規範；最後，透過長庚質子治療加速器或同步輻射研究中心為案例研究，實際測試檢驗這套修正辦法的有效性，以利未來建立高能中子指標量測技術服務。

三、醫療曝露品質保證之劑量驗證與校正研究

臺灣並非 IAEA 之會員國，國內僅有少部分醫院曾間接參與過美國放射物理中心(Radiologic Physics Center, RPC)劑量驗證系統分析比較，同時，我國尚未建立標準化的劑量測量技術，以進行國內放射治療儀器劑量輸出及治療計畫系統給予劑量之評估驗證。本計畫研究國內外放射治療劑量稽核系統與開發研究劑量驗證技術，設計標準驗證流程，包含劑量計的選擇、假體擺位、照射參數等，此外，放射診斷使用頻次更多，希望能藉由此計畫持續精進現今各大醫療院所最需重視之議題，並將成果提供給主管單位執行國內放射治療設備醫療曝露品保之稽核作業參考。

本計畫以支援輻射防護管制業務需求為目標，並因應放射醫學診療劑量校正與管制研究、能力試驗技術與輻射偵檢儀器驗證等議題，引入國際新規範與研究管制業務所需之審查及評估方法，精進國內輻射量測實驗室品質與技術，提供作為管理業務執行與法規制定之參考依據。其輻射安全管制技術之提升，助於增進民眾對核能應用之信心。

陸、参考文献

1. A. Bridier, H. Nyström, I. Ferreira, et al., "A comparative description of three multipurpose phantoms (MPP) for external audits of photon beams in radiotherapy: the water MPP, the Umea MPP and the EC MPP," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.55, No.3, pp. 285-293, 2000.
2. A. Molineu, N. Hernandez, T. Nguyen, et al., "Credentialing results from IMRT irradiations of an anthropomorphic head and neck phantom," *Med. Phys.*, Vol.40, No.2, pp. 022101_1-022101_8, 2011.
3. D. Kroutilíková, J. Novotný, L. Judas, "Thermoluminescent dosimeters (TLD) quality assurance network in the Czech Republic," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.66, No.2, pp. 235-244, 2003.
4. D. S. Followill, D.A.R. Evans, C. Cherry, et al., "Design, development, and implementation of the radiological physics center's pelvis and thorax anthropomorphic quality assurance phantoms," *Medical Physics*, Vol.34, No.6, pp. 2070-2076, 2007.
5. F. Perni_ka, A. Meghzifene, H. Töllli, et al., "IAEA TLD based audits for radiation protection calibrations at secondary standard dosimetry laboratories," *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 101, No. 1-4, pp. 275-278, 2002.
6. G. S. Ibbott, "QA in Radiation Therapy: The RPC Perspective," *Journal of Physics: Conference Series*, pp. 250, 2010.
7. I. H. Ferreira, A. Dutreix, A. Bridier, et al., "The ESTRO-QUALity assurance network (EQUAL)," *Radiotherapy and Oncology*,

Vol.55, No. 3, pp. 273-284, 2000.

8. J. Izewska, and P. Andreo, "The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.54, No. 1, pp. 65-72, 2000.
9. J. Izewska, P. Andreo, S. Vatnitsky, et al., "The IAEA/WHO TLD postal dose quality audits for radiotherapy: a perspective of dosimetry practices at hospitals in developing countries," *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 69, No.1, pp.91-97, 2003.
10. J. Izewska, P. Bera, S. Vatnitsky, "IAEA/WHO TLD postal dose audit service and high precision measurements for radiotherapy level dosimetry," *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 101, No. 1-4, pp.387-92, 2002.
11. J. Izewska, D. Georg, P. Bera, et al., "A methodology for TLD postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams in non-reference conditions," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.84, No.1, pp. 67-74, 2007.
12. S. E. Davidsona, R. A. Popple, G. S. Ibbot, et al., "Technical note: Heterogeneity dose calculation accuracy in IMRT: Study of five commercial treatment planning systems using an anthropomorphic thorax phantom," *Med. Phys.*, Vol. 35, No.12, pp.5434-5439, 2008.
13. T. Kron, A. Haworth, I. Williams, "Dosimetry for audit and clinical trials: challenges and requirements," *Journal of Physics: Conference Series*, pp.444, 2013.
14. Y. Han, E. H. Shin, C. Lim, et al., "Dosimetry in an IMRT phantom designed for a remote monitoring program," *Med.*

Phys., Vol. 35, No.6, pp.5219-2527, 2008.

15. 「輻射工作場所管理與場所外環境輻射監測作業準則」，中華民國 93 年 10 月 20 日會輻字第 0 九三 0 0 三六七五 0 號令修正發布。
16. 「實驗室認證服務手冊(TAF-CNLA-A01)」，財團法人全國認證基金會，中華民國 99 年 1 月 11 日。
17. 「測試領域環境試樣放射性核種技術規範(TAF-CNLA-T09)」，財團法人全國認證基金會，中華民國 101 年 2 月 29 日。
18. 「能力試驗活動要求(TAF-CNLA-R05)」，財團法人全國認證基金會，中華民國 101 年 5 月 1 日。
19. 「量測追溯政策(TAF-CNLA-R04)」，財團法人全國認證基金會，中華民國 98 年 3 月 24 日。
20. 「測試結果量測不確定度評估指引(TAF-CNLA-G03)」，財團法人全國認證基金會，中華民國 94 年 1 月 13 日。
21. 「制定能力試驗參與計畫指引(TAF-CNLA-G29)」，財團法人全國認證基金會，中華民國 101 年 5 月 1 日。
22. Zhongyu Wu, K. G. W. Inn, Zhichao Lin and C. A. McMahon, "Traceability of performance evaluation materials," *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, Vol. 248, pp. 155-161, 2001.
23. Zhongyu Wu, Kenneth G. W. Inn, Zhichao Lin, Ciara A. McMahon, and Lisa R. Karam, "NIST radiochemistry intercomparison program: a summary of four-year performance

- evaluation study,” Applied Radiation and Isotopes, Vol. 56, pp. 379-385, 2002.
24. ISO Guide 34, “General requirements for the competence of reference material producers”, International Organization for Standardization, 2000.
 25. ISO Guide 35, “Reference materials—General and statistical principles for certification”, International Organization for Standardization, 2006.
 26. 「有關量測不確定度的政策(TAF-CNLA-R06)」，財團法人全國認證基金會，中華民國 100 年 12 月 23 日。
 27. "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement", International Organization for Standardization, 1995.
 28. ISO/IEC 17025 『測試與校正實驗室能力一般要求』，TAF-CNLA-R01(2)。
 29. ASTM D4922-01, “Determination of Radioactive Iron in Water”, annual Book of ASTM Standards, Vol 11.02, 2005.
 30. ASTM D5811-00, 2005 “Strontium in Water”, Annual Book of standards, Vol 11.02.
 31. 財團法人全國認證基金會 TAF-CNLA-T10(1),『測試領域中低強度核種技術規範』。
 32. “Performance Specifications for Portable Instrumentation for Use in Normal Environmental Condition,” ANSI N42-17A, 2003.
 33. “American National Standard for Portable Radiation Detection Instrumentation for Homeland Security,” ANSI N42.33, 2006.

34. 游離輻射防護法（中華民國九十一年一月三十日總統公布）。
35. 游離輻射防護法施行細則（中華民國九十七年二月二十二日現行版）。
36. 「輻射工作場所輻射安全技術支援」，行政院原子能委員會專題研究計畫（九十六年度）。
37. “American National Standards Institute. Environmental Dosimetry Performance— Criteria for Testing,” Draft Report ANSIN13.29, 1996.
38. Alberto Fassò., et al., “Neutron spectra and dosimetric quantities outside typical concrete shielding of synchrotron facilities,” ICRS-12, 2012.
39. Klett., et al., “A neutron dose rate monitor for high energies,”Radiation Measurements, Vol. 41, pp. S279–S282, 2007.
40. Roberto Bedogni., “Neutron spectrometry with Bonner Spheres for area monitoring in particle accelerators,”Radiation Protection Dosimetry, Vol.146, pp. 383-394, 2011.
41. O. F. Naismith., B. R. L. Siebert., “A database of neutron spectra, instrument response functions, and dosimetric conversion factors for radiation protection applications,”Radiation Protection Dosimetry, Vol. 70, pp. 241-245, 1997.
42. R. J. Tanner., D. J. Thomas., D. T. Bartlett., et al., “Effect of the energy dependence of response of neutron personal dosimeters routinely used in the UK on the accuracy of dose

estimation,”NRPB-W25, 2002.

43. “Reference Neutron Radiations—Part 1: Characteristics and methods of product. International Organization for Standardization,”ISO 8529-1, 2001.
44. International Atomic Energy Agency. Compendium of neutron spectra and detector responses for radiation protection purposes. Technical Reports Series 403. IAEA (2001).
45. Aroua, A., et al., Characterisation of the mixed neutron–gamma fields inside the Swiss nuclear power plants by different active systems, *Radiation Protection Dosimetry*, 51 (1994) 17–25.
46. Khalil Amgarou., Véronique Lacoste., Alain Martin., et al., Neutron spectrometry with a passive bonner sphere system around a medical linac and evaluation of the associated unfolding uncertainties, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 56 (2009) 2885-2895.
47. Naismith, O.F., Siebert, B.R.L., A database of neutron spectra, instrument response functions and dosimetric conversion functions for radiation protection applications, *Radiation Protection Dosimetry*, 70 (1997) 241–246.