

行政院原子能委員會
委託研究計畫研究報告

放射治療劑量驗證與品保技術研究
Study of dose verification and quality assurance
technique for radiation therapy

計畫編號：1002001INER007

受委託機關(構)：中華民國醫學物理學會

計畫主持人：徐椿壽

聯絡電話：02-89667000 ext 1033

E-mail address：shiau158@ms22.hinet.net

核研所聯絡人員：李振弘

報告日期：100 年 12 月 20 日

目 錄

目 錄.....	I
中文摘要.....	1
ABSTRACT.....	4
壹、計畫緣起與目的.....	6
一、研究背景.....	6
二、研究重要性.....	6
貳、研究方法與過程.....	10
一、研究設備.....	10
二、劑量分佈特性分析.....	11
三、劑量評估.....	15
參、主要發現與結論.....	17
一、輸出劑量校驗.....	17
二、相對照野因子量測.....	25
三、討論.....	31
肆、參考文獻.....	33

中文摘要

根據民國 99 年衛生署的資料顯示，國人十大死因中惡性腫瘤仍高居首位，其死亡數占總死亡數的 28.4%，顯見惡性腫瘤仍是國人健康的最大威脅。惡性腫瘤的治療方式目前仍以外科手術、化學治療及放射治療為主。專以放射治療而論，國內每年接受放射治療的病患約達 120 萬人次，約有 67 個醫療單位提供放射治療的服務，因應醫療服務及治療品質的需求，放射治療技術進展迅速，近年來陸續引進各種先進的治療儀器及治療技術；在不久的將來，國內首座質子治療中心也將開始以高能質子射束提供醫療服務。然而，先進的醫療服務需要更審慎的品保措施及劑量驗證規劃，才能確保病人的治療品質。

放射治療的原理主要是利用高能輻射與人體組織交互作用時所釋放的輻射能量來破壞細胞的 DNA，以致其無法繼續分裂存活。此外，藉由複雜的治療計畫，詳細評估惡性腫瘤及正常組織所接受的輻射劑量，藉以確認治療的可行性及預期的治療效果。當治療團隊確認此治療計畫後，此治療計畫的參數將傳送到治療儀器，再將精確的輻射劑量傳遞到病患體內，完成治療的目的。放射治療的效果是建立在輻射生物學的輻射傷害理論基礎上，而由組織輻射劑量反應曲線可知，曲線的中段約為斜率最大處，此位置約 5% 劑量的改變，將影響腫瘤控制率 10% 到 20%，

也將造成正常組織併發症發生率 20% 到 30% 的變化。因此放射治療時，準確地控制給予的劑量是非常重要的。

近年來高分次劑量治療技術的應用越來越廣泛，尤其顱外軀體的立體定位放射治療(SBRT)在肺癌及肝癌的治療已漸成主流。此技術結合已發展二十餘年的立體定位放射手術(SRS)及 3D 影像導引放射治療技術，針對體積較小的腫瘤以高於傳統 3-15 倍的分次劑量，以較少的治療次數，藉由精準的定位，給予腫瘤更有效的破壞，提高治療的效果。SRS 或 SBRT 的技術常使用 0.4 到 5 公分照野的輻射射束，此類小照野的劑量驗證有其技術上的困難。一般放射治療常用於劑量驗證的 Farmer 游離腔因體積過大並不適用於此類小照野；此外，當百萬伏特高能量光子射束的照野小於 3 公分時，使用游離腔做劑量驗證又牽涉劑量學上電子平衡的問題。因此，衡量小照野治療技術的廣泛應用及其劑量準確性對於臨床治療效果的密切關係，本計畫針對小照野放射治療的劑量驗證，設定主要應用小照野放射治療的設備(加馬刀、電腦刀及光子刀)，結合三家醫療單位的醫學物理師，使用不同的劑量計(空腔體積分別為 0.125 及 0.015 cm³ 的 Semiflex 及 PinPoint 游離腔、偵檢體截面積 1 mm² 與厚度 2.5 μm 的半導體劑量計、External beam therapy (EBT) GAFCHROMIC[®]膠片)，藉由使用不同空間解析度的輻射偵測器，分析其應用於小照野劑量驗

證的差異及準確性。研究的內容包括：相對照野因子、輸出劑量及治療計畫劑量驗證等項目的量測與比較。

本研究將協助臨床單位增進對於小照野劑量特性的瞭解，同時將建構小照野劑量量測的標準程序，確保量測工具及使用方法的有效性及可靠性，維持治療劑量的準確性，提升治療的品質及技術的水平，達到輻射曝露品質保證作業所要求的確保治療劑量準確性之目的。

Abstract

More than 1.2 million radiation therapy treatments are delivered yearly and about 67 radiation therapy departments provide medical services for these patients in Taiwan. The technologies of radiotherapy progress rapidly. Many advanced therapy facilities and treatment techniques were introduced into Taiwan in recent years. In the near future, the first proton therapy system will be installed and treat patients with high energy proton beams. For treatment quality and patient safety, a more prudent procedure for quality assurance and dose verification is needed for clinics with advanced treatment systems or techniques.

Hypofractionation has been used more generally in recent years and stereotactic body radiotherapy (SBRT) is likely to become a method of choice for the treatments of lung and liver. SBRT includes the techniques of stereotactic radiosurgery (SRS) and 3-D image-guided radiotherapy. For small volume lesions, SBRT delivers a fraction dose 3-15 times higher than a conventional treatment. With a smaller fraction number, more effective damages to the target can be achieved owing to the much higher fraction dose and the high precise localization. For SRS or SBRT, field sizes of 0.4-5 cm are used typically. However, dose verification for small field sizes is difficult. Farmer chamber usually used for output calibration in a conventional treatment system is not suitable for small field size calibration due to the large cavity volume. Additionally, for megavoltage photon beams, dose measurement with ion

chamber for field sizes less than 3 cm has a further complication of the lack of charged particle equilibrium (CPE). The purpose of this study is to develop a method to measure the dose accurately for field sizes between 0.4-5 cm.

Gamma knife, Cyber knife and X-knife are included in this study. Dose measurement tools calibrated by the national radiation standard laboratory were used to measure the planning doses and compare with the commercial tools used in the clinical department. Based on this study, procedures of dose measurements for small field sizes will be developed. The dose accuracy of SRS and SBRT and the knowledge of dose measurements in the situation of lack of CPE can be improved through this study.

壹、計畫緣起與目的

一、研究背景

根據衛生署最新統計報告，癌症造成國人死亡原因已經蟬聯第28年的第一名；同樣的，世界衛生組織所屬的“國際癌症研究機構”(IARC)發表的報告顯示，2008年癌症新發病例為1270萬例，因病死亡人數為760萬人，到2030年時癌症病例將達到2140萬例，死亡將超過1320萬人，死亡率亦將增加一倍。而國內根據衛生署92年「全國衛生醫療政策會議」資料II-8頁報告，我國65歲以上人口癌症發生人數從7%增至14%只需27年，較一般已開發國家的45-115年縮短許多，未來可預見的快速人口老化情形，由民國89年的癌症年齡別發生率推估，至民國109年，65歲以上人口達14%時，癌症發生人數將由89年的6萬人增加至10萬人，全癌症發生率將由89年的每10萬人口265.37人上升至約每10萬人口410人。在整個癌症治療策略中放射治療一直扮演著相當重要的角色，需要特別注意的是放射治療領域中輻射線的應用猶如兩面刃；除了可以殺死癌細胞治療腫瘤，同時可以對正常細胞組織造成傷害，如果沒有正確且適當使用將會造成負面的醫療曝露傷害。

二、研究重要性

國內每年接受放射治療的病患約達120萬人次，約有67個醫

療單位提供放射治療服務。放射治療技術進展迅速，近年來陸續引進包括強度調控放射治療（Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT），影像導引放射治療（Image Guided Radiation Therapy, IGRT），電腦斷層治療機（Tomotherapy），電腦刀（Cyberknife），加馬刀（Gamma Knife），體積強度調控弧形治療（Volumetric Modulated Arc therapy, VMAT）及銳速刀（RapidArc）等先進治療儀器及治療技術；在不久的將來，國內首座質子治療中心也將開始以高能質子射束提供醫療服務。而先進的醫療服務需要更審慎的品保措施及劑量規劃，才能確保病人的治療品質。

近年來高分次劑量的治療技術（hypofractionation）應用得越來越廣泛，尤其顱外軀體的立體定位放射治療技術（stereotactic body radiotherapy, SBRT）在肺癌及肝癌的治療已漸成主流。此技術的發展是奠基於已發展二十餘年的立體定位放射手術（stereotactic radiosurgery, SRS）及新發展的 3D 影像導引放射治療技術。SBRT 針對體積較小的腫瘤使用 6-30 格雷(Gy)的分次劑量，分1-5次來執行治療。根據輻射生物學等效生物劑量（Biological-Effective-Dose, BED）的概念，因為單次劑量高於傳統放射治療約3-15倍，雖然總治療次數及總劑量較少，但是BED值卻高於傳統放射治療，對於腫瘤的殺傷力也更為有效。但是此技術對於腫瘤周邊的正常組織也同樣會造成嚴重的影響。因此，此技術的應用對於治療位置及治療劑量

的準確性也必須提高。

SRS或SBRT因為輻射生物效應高，因此普遍應用於體積較小的腫瘤，相對使用的照野也通常侷限於0.4-5公分的範圍。然而此類小照野的劑量驗證卻有其技術上的難度。一般放射治療常用於劑量驗證的Farmer游離腔，因空腔體積較大（半徑約 0.65公分），通常應用於照野大於5公分的劑量量測，對於 SRS 或 SBRT 之類的小照野並不適用。此外，因為使用游離腔量測劑量主要根據 Brag-Gray 空腔理論，當百萬伏特高能量光子射束，若照野小於 3 公分時，牽涉劑量學上電子平衡的問題，使用游離腔量測劑量更行複雜。因此，如何準確執行小照野的劑量驗證，確保治療品質是 SRS 及 SBRT 技術能否成功應用的關鍵，也將是本計畫的重點。相關的議題曾有眾多學者提出研究，Wilcox 等人針對電腦刀小照野的劑量驗證比較游離腔、半導體偵檢器及膠片的量測結果，此研究提供重要的參考資料，藉此文獻本研究將規劃適當的量測設備來執行小照野的劑量測量。除了電腦刀之外，加馬刀更是長期為腦神經外科視為 SRS 技術的主要執行設備。對於射束品質及劑量分析，Novotny等人於2009年針對最新型的加馬刀提出研究報告，這些重要文獻將是本研究進行的主要參考。此外，本研究也將建立小照野劑量驗證的標準作業程序，提供臨床單位參考，同時提升治療品質及技術水平。

劑量量測設備在應用前需要進行標準劑量校驗，此部分將倚重核

能研究所已發展完備的標準劑量校驗技術，提供本研究所使用各型式游離腔準確可靠的劑量校驗報告，協助計畫順利推展。

目前國內在行政院原子能委員會努力推動下，自民國94年7月1日開始依據「輻射醫療曝露品質保證標準」，針對放射治療相關的設備，包括：醫用直線加速器、鈷六十遠隔治療機、遙控式後荷近接治療機、電腦斷層治療機、電腦刀及加馬刀等可發生游離輻射設備或放射性物質相關設施，皆已明確訂定輻射曝露品質保證規範。然而，屬於 SRS 或 SBRT 技術的小照野治療劑量驗證方法卻仍未明確建立。因此，本研究將建構小照野劑量量測的標準程序，協助臨床單位確保量測工具及方法的可靠性，同時維持治療劑量的準確性，有提升放射治療品質及技術水平，並強化輻射曝露品質保證規範的完整性。

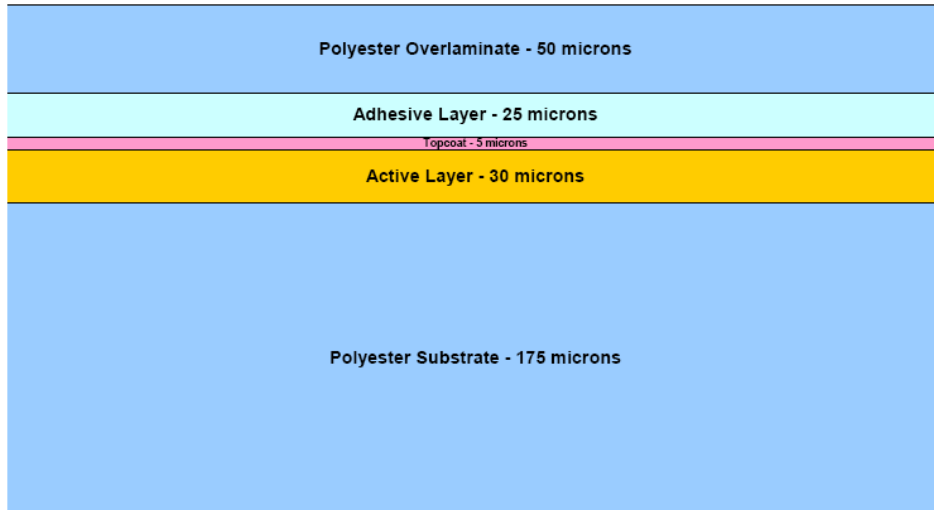
貳、研究方法與過程

一、研究設備

- (一) 治療儀器：加馬刀 (Leksell Gamma Knife Perfexion)、電腦刀 (CyberKnife[®] Accuray, Sunnyvale, CA.) 及光子刀 (X-knife technique by virtue of Elekta Synergy[®])。
- (二) 劑量計：Farmer、Semiflex 及 PinPoint 游離腔 (表一)；偵檢體截面積 1 mm²、厚度 2.5 μm 的半導體劑量計；External beam therapy (EBT2) GAFCHROMIC[®] 膠片 (圖一)。

表一、游離腔偵檢器結構

Detector	Cavity volume (cm ³)	Cavity inside dimensions		Wall	
		Length (mm)	diameter (mm)	Material	Thickness (mm)
PTW 30013 Farmer	0.6	23	6.1	PMMA+Graphite	0.425
PTW 31010 Semiflex	0.125	6.5	5.5	PMMA+Graphite	0.7
PTW 31014 PinPoint	0.015	5	2	PMMA+Graphite	0.66



圖一、GAFCHROMIC® EBT2 劑量分析膠片結構。

二、劑量分佈特性分析

(一) 輸出劑量

本研究所使用設備的輸出劑量校正條件分別為：加馬刀錐筒照野 16 mm，192 個射束全開，16 cm 圓球形假體幾何中心點位置之劑量率 (Dose/min)；光子刀錐筒照野 60 mm，射源至等中心點距離 (source-axis-distance, SAD) 80 cm，等效水深度 5 cm 之劑量輸出 (Dose/MU)，光子刀：因為屬於直線加速器治療技術的應用，仍以 10x10 cm 照野，等效水深度 5 cm 之劑量輸出 (Dose/MU) 作為輸出劑量校正的參考條件。

1. 游離腔：參考美國醫學物理師協會 (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) TG-51 號報告高能放射治療射束劑量校驗的方法，藉由游離腔送至核能研究所執

行 Co-60 水吸收劑量校驗程序，取得游離腔水吸收劑量校驗因子(water dose calibration factor, $N_{D,W}^{Co-60}$)後，依照 TG-51 劑量校驗工作表的步驟，完成各治療設備的劑量校驗及比對。

(1) 電腦刀及光子刀：屬於直線加速器的治療技術應用，因為此設備的劑量驗證已常規性的使用 Farmer 游離腔執行，因此本研究所使用的小體積游離腔劑量驗證結果將與 Farmer 游離腔進行比較。透過比對過程，可以確認小體積游離腔各項校正參數使用無誤，進而確保光子刀及電腦刀小照野劑量量測的準確性。

(2) 加馬刀：本研究選定最新型加馬刀作分析，其最大錐形照野為 16 mm，此照野大小已無法以 Farmer 游離腔執行劑量校驗，而是以圓柱形 Semiflex 游離腔執行，其游離腔參數及劑量校驗通常依循原廠制訂的程序來完成。本研究將依循劑量學的專業知識，參考 TG-51 報告的步驟，自行建立劑量校驗的程序。Semiflex 及 PinPoint 游離腔的劑量校驗結果將與原廠的校驗結果做比較。

2. EBT2 膠片：INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS

(ISP) 公司所研發，專為放射治療劑量量測所使用，不

需洗片過程，無能量依持性，可在一般室內照明下操作。照射劑量後放置 24 小時，再利用平版式掃描器（Epson Expression 10000XL flat bed scanner (Epson Seiko Corporation, Epson Seiko Corporation, Nagano, Japan)）以 150 dpi 的解析度（0.017 cm per pixel），48 bit 掃瞄全彩影像。計讀時以商業軟體 FILMQA™（International specialty products, advanced materials group, Wayne, NJ）或開放軟體 ImageJ（National Institute of Health, Bethesda, MD, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>）膠片劑量分析軟體取全彩影像的 16 位元紅光頻譜影像，建立校正曲線後即可分析量測膠片的劑量值。

EBT 2 膠片的使用區分校正膠片（calibration film）及量測膠片（measurement film）。為使校正膠片所建立的校正曲線可有效運用於量測膠片的劑量轉換，兩者皆使用相同批號（lot No.）的產品。

（1）校正膠片：原膠片尺寸 $25 \times 20 \text{ cm}^2$ ，裁切成 3×3 或 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 。依照臨床單位直線加速器劑量校驗的參考條件（通常為照野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ，等效水深度 5 cm），將膠片放置於該處，使用 6 MV 射束垂直照射膠片。個別膠片分別照射劑量 0 (Bg), 10, 20, 30, 50, 70, 90, 110,

130, 150, 170, 190, 220, 250, 300, 350, 400, 500 and 600 cGy。此步驟必須先以 Farmer 游離腔校驗當時膠片所在位置的加速器 output 值 (Dose/MU)。實驗時記錄當時該加速器的 O/P 值，同時也記錄各 EBT 2 film 照射的 MU 值，以確認校正膠片所接受的劑量值。

- (2) 量測膠片：裁切原膠片尺寸以配合量測之需要，裁切位置與分析劑量位置應至少距離 0.5 cm。所量測之劑量應評估在校正膠片所照射之劑量範圍內。
- (3) 校正曲線：無論校正膠片或量測膠片在完成紅光頻譜影像擷取後，依下列方程式依序計算得到 netOD 值，校正曲線為 netOD 與 absorbed dose 的關係圖。

$$OD = \log_{10}(65535/PV_{red}), \text{ OD: optical density}$$

PV_{red} : pixel value (紅光頻譜)

$$\text{netOD} = OD - OD_{\text{background}}$$

(二) 相對照野因子

立體定位治療技術所使用的照野範圍：最新型加馬刀為 4, 8 及 16 mm；電腦刀為 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 及 60 mm；光子刀為 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 及 40 mm。輸出

劑量校正時各治療機通常以最大照野來執行，光子刀因為屬於直線加速器的治療技術應用，仍以 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 照野作為輸出劑量校正的參考照野。為確保臨床治療使用不同照野的輸出劑量計算之準確性，相對照野因子的量測是重要的劑量換算依據，但是因為最小的照野為 4 mm，在量測的準確性上，劑量計的大小是重要的影響因子。本研究將比較各種不同空間解析度的劑量量測設備，在相對照野因子量測上所呈現的差異。EBT2 膠片將利用高空間解析度而且是 2D 影像的特性，分析不同 ROI (region of interest) 圈選範圍對於相對照野因子值的影響。

三、劑量評估

電腦刀、光子刀及加馬刀的輸出劑量依照本研究所建立的方法與原廠的方法作比較，尤其針對不同游離腔的使用，交互比對評估其差異值，藉此確認本研究所建立步驟之正確性。

相對照野因子是不同照野劑量換算的主要依據，本研究所進行之量測將與原廠提供的數值模擬運算結果 (Monte Carlo simulation) 做比較，同時呈現以下的目的：

- (一) 確認不同尺寸游離腔可有效量測劑量的最小照野。
- (二) 評估在 0.4-5.0 cm 照野範圍，不同尺寸游離腔量測相對照野因子的誤差值。

(三) 瞭解高空間解析度膠片劑量計在相對照野因子量測時穩定性。

參、主要發現與結論

一、輸出劑量校驗

(一) 核能研究所 Co-60 水吸收劑量校驗：表二為本研究所使用游離腔的水吸收劑量校驗因子。

表二、游離腔水吸收劑量校驗因子

Detector	PTW 31014 PinPoint SN: 00719	PTW 31010 Semiflex SN: 03817	PTW 31014 PinPoint SN: 00718	PTW 31010 Semiflex SN: 04226
$N_{D,W}^{Co-60}$ (Gy/C)	2.434×10^9	2.933×10^8	2.371×10^9	2.987×10^8

(二) 加速器輸出劑量校驗：表三為 PTW 31014 PinPoint 及 PTW 31010 Semiflex 游離腔在 6 MV 能量射束下，TG-51 劑量校驗工作表之內容。表四為 PinPoint 及 Semiflex 游離腔與 Farmer 游離腔量測比對的結果。依據核能研究所提供的 PinPoint 及 Semiflex 游離腔水吸收劑量校驗因子，同時依循 TG-51 議定書的工作表格，逐項完成參數的求取及劑量校驗。根據本研究比對的結果，一般國際間加速器輸出劑量校驗作為標準劑量計的 Farmer 游離腔與小體積 PinPoint 及 Semiflex 游離腔在加速器輸出劑量校驗的差異 $\leq 0.6\%$ 。

表三、PTW 31010 Semiflex (a)及 PTW 31014 PinPoint (b) 游離腔在 6 MV 能量射束下之 TG-51 劑量校驗工作表。

(a)

TG-51 Worksheet A: Photon Beams

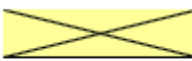
1. Site data
 Institution:
 Physicist:
 Date:
 Accel or ⁶⁰Co Mfr:
 Model & serial number:
 Nominal photon energy/beam identifier: MV

2. Instrumentation
 a. Chamber model:
 Serial number:
 cavity inner radius (r_{cal}, Table III): cm
 Waterproof: yes no
 If no, is waterproofing ≤ 1 mm PMMA or thin latex?: yes no
 b. Electrometer model:
 Serial number:
 i.P_{elec}, electron. corr factor (Sec.VII.B): C/C or G/rdg
 c. Calibration Factor N_{D,w}^{Co} (Sec.V): Gy/C (or Gy/rdg)
 Date of report (not to exceed 2 years):

3. Measurement Conditions (10x10cm², point of measurement at 10 cm depth (water equivalent))
 a. Distance (SSD or SAD): cm SSD or SAD
 b. Field size: cm
 on surface(SSD setup):
 at detector(SAD setup):
 c. Number of monitor units: MU

4. Beam Quality (Sec.VIII, B -not needed for ⁶⁰Co)
 If energy < 10 MV, use no lead foil.
 Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cal}]
 Field size 10 x 10cm² on surface, SSD=100 cm: yes no
 a. %dd(10)_x = %dd(10)
 If energy ≥ 10 MV
 Distance of 1 mm lead foil from phantom surface 50±5cm 30±1cm
 Measure %dd(10)_{P0} [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cal}]
 Field size 10x10cm² on surface, SSD =100 cm: yes no
 %dd(10)_{P0} (includes e⁻ contamination):
 50 cm: %dd(10)_x = [0.8905 + 0.00150%dd(10)_{P0}] %dd(10)_{P0} [%dd(10)_{P0} ≥ 73%] Eq.(13)
 30 cm: %dd(10)_x = [0.81164-0.00264%dd(10)_{P0}] %dd(10)_{P0} [%dd(10)_{P0} ≥ 71%] Eq.(14)
 If %dd(10)_{P0} < 71% (30cm) or 73%(50cm): %dd(10)_x = %dd(10)_{P0}
 b. %dd(10)_x (for open beam):
 Has lead foil been removed? yes no
 Interim alternative for energy > 10 MV & with ≥ 45 cm clearance: using no lead foil
 Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cal}]
 %dd(10):
 %dd(10)_x = 1.267 (%dd(10)) - 20.0 [for 75% < %dd(10) ≤ 89%]
 c. %dd(10)_x =

5. Determination of k_Q (Sec. IX.B)
 Chamber model used to get k_Q:

a. %dd(10) _x (from 4, above):	67.50	
b. k _Q [Table I or Fig 4]:	0.9896	0.9896
6. Temperature/Pressure Correction (Sec. VII.C)		
a. Temperature:	24	°C
b. Pressure:	763	mmHg [=kPa · 760/101.33]
c. P _{TP} :	1.003	Eq.(10)= $\left(\frac{273.2 + 6a}{295.2}\right)\left(\frac{760}{6a}\right)$
7. Polarity Correction (Sec.VII.A)		
M _{raw} ⁺	-2.338E-09	C or rdg
M _{raw} ⁻	2.301E-09	C or rdg
a. M _{raw} (for polarity of calibration):	-2.338E-09	C or rdg
b. P _{pol} :	0.992	Eq.(9)= $\left \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}}\right $
8. P _{ion} measurements (Sec.VII.D.2)		
Operating voltage = V _H :	300	V
Lower voltage V _L :	150	V
M _{raw} ^H	-2.338E-09	C or rdg
M _{raw} ^L	-2.337E-09	C or rdg
⁶⁰ Co treated as general recombination		
a. P _{ion} (V _H) (Eq.(14))		$\left[\left(1 - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2\right) / \left(\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L}\right) - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)\right]$
Pulsed/swept beams		
b. P _{ion} (V _H) (Eq.(12))	1.000	$\left[\left(1 - \frac{V_H}{V_L}\right) / \left(\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L}\right) - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)\right]$
If > 1.05, another ion chamber should be used.		
9. Corrected ion. ch. rdg. M (Sec.VII) at 10 cm depth, water equivalent		
M = P _{ion} P _{TP} P _{elec} P _{pol} M _{raw} = [8(a or b) · 6c · 2bi · 7b · 7a]		
Fully corrected M(Eq.(8)):	2.331E-09	C or rdg
10. Dose to water at 10 cm depth: D _w ^Q = M k _Q N _{D,w} ^{60Co} = [9 · 5b · 2c]		Eq.(3)
a. Dose to water at 10 cm depths	0.689	Gy
b. Dose / MU(or min ⁶⁰ Co) at 10 cm depth	0.689	cGy/MU (or mm) [10a/3c]
11. Dose to water/MU(or min ⁶⁰ Co) at d _{max} (if relevant locally)		
a. Clinical %dd(10) for SSD setup / 100.: or Clinical TMR(10, 10×10) for SAD setup:	67.50	
b. Dose / MU (or min ⁶⁰ Co) at d _{max} :	1.021	cGy/MU(or mm) [10b/(11a)]
Variation(%)	2.08%	

(b)

TG-51 Worksheet A: Photon Beams

1. Site data		
Institution:		
Physicist:		
Date:		
Accel or ^{60}Co Mfr:	Elekta	
Model & serial number:	Synergy	
Nominal photon energy/beam identifier:	6	MV
2. Instrumentation		
a. Chamber model:	PTW31014	
Serial number:	00718	
cavity inner radius (r_{cav} , Table III):	0.1	cm
Waterproof:	yes <input checked="" type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/>	
If no, is waterproofing ≤ 1 mm PMMA or thin latex?:	yes <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/>	
b. Electrometer model:	Wellhofer Dose 1	
Serial number:	7049	
i. P_{elec} , electron. corr factor (Sec.VII.B):	1.0018	C/C or G/rdg
c. Calibration Factor $N_{D,w}^{Co}$ (Sec.V):	2.371E+09	Gy/C (or Gy/rdg)
Date of report (not to exceed 2 years):	2011/9/8	
3. Measurement Conditions (10x10cm ² , point of measurement at 10 cm depth (water equivalent))		
a. Distance (SSD or SAD):	100	cm SSD <input checked="" type="checkbox"/> or SAD <input type="checkbox"/>
b. Field size:	10x10	cm
on surface(SSD setup):	<input checked="" type="checkbox"/>	
at detector(SAD setup):	<input type="checkbox"/>	
c. Number of monitor units:	400	MU
4. Beam Quality (Sec.VIII, B -not needed for ^{60}Co)		
If energy < 10 MV, use no lead foil.		
Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cav}]		
Field size 10 x 10cm ² on surface, SSD=100 cm:	yes <input type="checkbox"/> no <input checked="" type="checkbox"/>	
a. %dd(10) _x = %dd(10)	67.50	
If energy ≥ 10 MV		
Distance of 1 mm lead foil from phantom surface 50 \pm 5cm <input type="checkbox"/> 30 \pm 1cm <input type="checkbox"/>		
Measure %dd(10) _{Pb} [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cav}]		
Field size 10x10cm ² on surface. SSD =100 cm: yes <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/>		
%dd(10) _{Pb} (includes e ⁻ contamination):		
50 cm: %dd(10) _x = [0.8905 + 0.00150%dd(10) _{Pb}] %dd(10) _{Pb} [%dd(10) _{Pb} \geq 73%] Eq.(13)		
30 cm: %dd(10) _x = [0.81164-0.00264%dd(10) _{Pb}] %dd(10) _{Pb} [%dd(10) _{Pb} \geq 71%] Eq.(14)		
If %dd(10) _{Pb} < 71% (30cm) or 73%(50cm): %dd(10) _x = %dd(10) _{Pb}		
b. %dd(10) _x (for open beam):		
Has lead foil been removed?	yes <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/>	
Interim alternative for energy > 10 MV & with ≥ 45 cm clearance: using no lead foil		
Measure %dd(10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cav}]		
%dd(10):		
%dd(10) _x = 1.267 (%dd(10)) - 20.0 [for 75% < %dd(10) \leq 89%]		
c. %dd(10) _x =		
5. Determination of k_Q (Sec. IX.B)		
Chamber model used to get k_Q :		

a. %dd(10) _x (from 4, above):	67.50	
b. k _Q [Table I or Fig 4]:	0.9882	
6. Temperature/Pressure Correction (Sec. VII.C)		
a. Temperature:	23	°C
b. Pressure:	763	mmHg [=kPa · 760/101.33]
c. P _{TP}	0.999	Eq.(10)= $\left(\frac{273.2 + 6a}{295.2}\right)\left(\frac{760}{6a}\right)$
7. Polarity Correction (Sec.VII.A)		
M _{raw} ⁺	-1.175E-09	C or rdg
M _{raw} ⁻	1.164E-09	C or rdg
a. M _{raw} (for polarity of calibration):	-1.175E-09	C or rdg
b. P _{pol} :	0.995	Eq.(9)= $\left \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}}\right $
8. P _{ion} measurements (Sec.VII.D.2)		
Operating voltage = V _H :	300	V
Lower voltage V _L :	150	V
M _{raw} ^H	-1.175E-09	C or rdg
M _{raw} ^L	-1.179E-09	C or rdg
⁶⁰ Co treated as general recombination		
a. P _{ion} (V _H) (Eq.(14))		$\left[1 - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2\right] / \left[\left(\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L}\right) - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)\right]$
Pulsed/swept beams		
b. P _{ion} (V _H) (Eq.(12))	0.997	$\left[1 - \frac{V_H}{V_L}\right] / \left[\left(\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L}\right) - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)\right]$
If > 1.05, another ion chamber should be used.		
9. Corrected ion. ch. rdg. M (Sec.VII) at 10 cm depth, water equivalent		
M = P _{ion} P _{TP} P _{elec} P _{pol} M _{raw} = [8(a or b) · 6c · 2bi · 7b · 7a]		
Fully corrected M(Eq.(8)):	1.168E-09	C or rdg
10. Dose to water at 10 cm depth: D _w ^Q = M k _Q N _{D,w} ^{60Co} = [9 · 5b · 2c]		Eq.(3)
a. Dose to water at 10 cm depths	2.736	Gy
b. Dose / MU (or min ⁶⁰ Co) at 10 cm depth	0.684	cGy/MU (or mm) [10a/3c]
11. Dose to water/MU (or min ⁶⁰ Co) at d _{max} (if relevant locally)		
a. Clinical %dd(10) for SSD setup / 100.: or Clinical TMR(10, 10×10) for SAD setup:	67.50	
b. Dose / MU (or min ⁶⁰ Co) at d _{max} :	1.013	cGy/MU (or mm) [10b/(11a)]
Variation(%)	1.35%	

表四、PinPoint 及 Semiflex 游離腔與 Farmer 游離腔在加速器劑量校驗工作的比對結果。

Chamber model	Dose to water at d _{max} (cGy)	Variation
PTW 30013 Farmer	101.5	-----
PTW 31010 Semiflex	102.1	+0.6%
PTW 31014 PinPoint	101.3	-0.2%

(三) 加馬刀輸出劑量校驗：表五為 PTW 31014 PinPoint 及 PTW 31010 Semiflex 游離腔在加馬刀 Co-60 射束下，TG-51 劑量校驗工作表之內容。表六為 PinPoint 及 Semiflex 游離腔與原廠校驗比對的結果。根據本研究的結果，加馬刀輸出劑量校驗依循 TG-51 議定書的工作表格，Semiflex 游離腔與原廠校驗值的差異 $\leq 0.7\%$ ；PinPoint 游離腔與原廠校驗值的差異 $\leq 1.5\%$ 。三者的差異值在 2.0% 之內，符合輻射醫療曝露品質保證作業對於輸出劑量容許值的要求。因此，本研究所架構的方法，可以有效應用於加馬刀輸出劑量校驗。

表五、PTW 31010 Semiflex (a)及 PTW 31014 PinPoint (b) 游離腔在加馬刀 Co-60 射束之 TG-51 劑量校驗工作表。

(a)

Photon (PTW 31010)

TG-51 Photon calculation Table
Machine: Gamma Knife

Ion chamber: PTW 31010		Electrometer: UNIDOSE	
SN: 03817		SN: 80685	
Radius (mm):	2.75	Pelec:	0.9991
N-Co60-D,W (Gy/C):	2.933E+008	Calibration Date:	100.07.20
Calibration Date:	99.07.20		
Calibration Voltage:	-400		

Energy	Co-60
KQ	1.0000
Mraw+:	13.8600
Mraw-:	-14.0700
Mraw:	-14.0700
Ppol:	0.9925

Pion measurement	
VH:	-400.0000
VL:	-200.0000
MrawH:	-14.0700
MrawL:	-14.0700
Pion:	1.0000

T/P correction	
Temperature (C):	21.9000
Pressure (mmHg):	1024.0000
Ptp:	0.9889

Mraw (Position:100,100,100; 16mm colimator)	
Record Time(min):	1.4300
Count 1:	-14.0700
Count 2:	-14.0700
Count 3:	-14.0700
Average Count:	-14.0700
M (nC):	-13.7979

Calibration Result	
Dose at center (cGy):	4.05
Dose rate (cGy/min):	2.83
Plan dose rate(Gy/min):	2.81
Error (%):	0.71

(b)

Photon (PTW 31014)

TG-51 Photon calculation Table

Machine: Gamma knife

Ion chamber: PTW 31014	Electrometer: UNIDOSE
SN: 00719	SN: 80885
Radius (mm): 1.0	
N-Co60-D,W (Gy/C): 2.434E+009	Pelec: 0.9991
Calibration Date: 100.08.09	Calibration Date: 100.07.20
Calibration Voltage: -300	

Energy Co-60

KQ	1.0000
----	--------

Mraw+:	3.3640
Mraw-:	-3.3930
Mraw:	-3.3930
Ppol:	0.9957

Pion measurement	
VH:	-300.0000
VL:	-150.0000
MrawH:	-3.3930
MrawL:	-3.3870
Pion:	1.0006

T/P correction	
Temperature (C):	21.9000
Pressure (mmHg):	1024.0000
Ptp:	0.9889

Mraw (Position:100,100,100; 16mm colimator)	
Record Time(min):	2.8500
Count 1:	-3.3930
Count 2:	-3.3930
Count 3:	-3.3930
Average Count:	-3.3930
M (nC):	-3.3400

Calibration Result	
Dose at center (cGy):	8.13
Dose rate (cGy/min):	2.85
Plan dose rate(Gy/min):	2.81
Error (%):	1.51

表六、加馬刀輸出劑量率，PinPoint 及 Semiflex 游離腔依循 TG-51 議定書與原廠的比對結果。

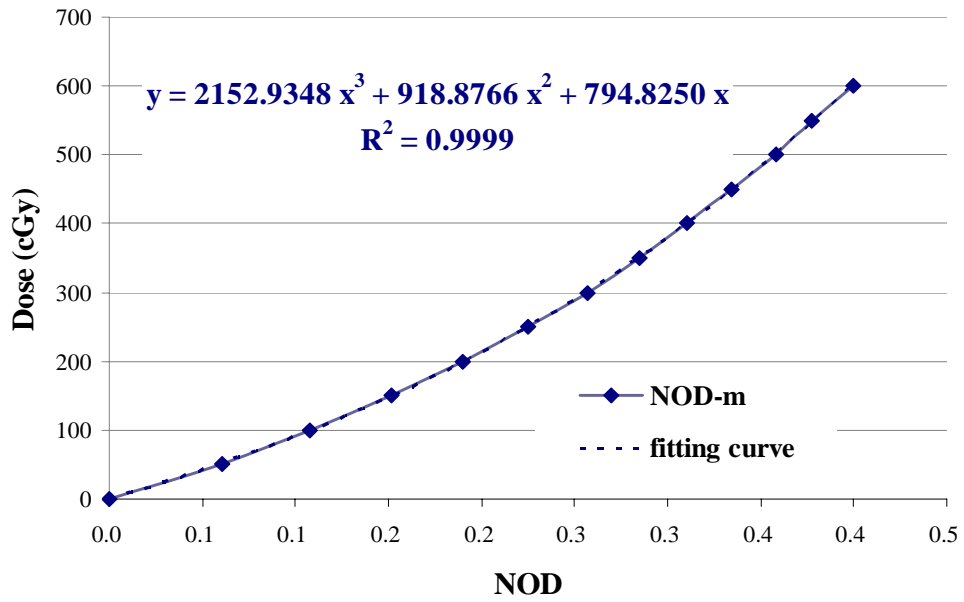
Chamber model	Dose rate (Gy/min)	Variation
TPS	2.81	-----
PTW 31010 Semiflex	2.83	0.7%
PTW 31014 PinPoint	2.85	1.5%

二、相對照野因子量測

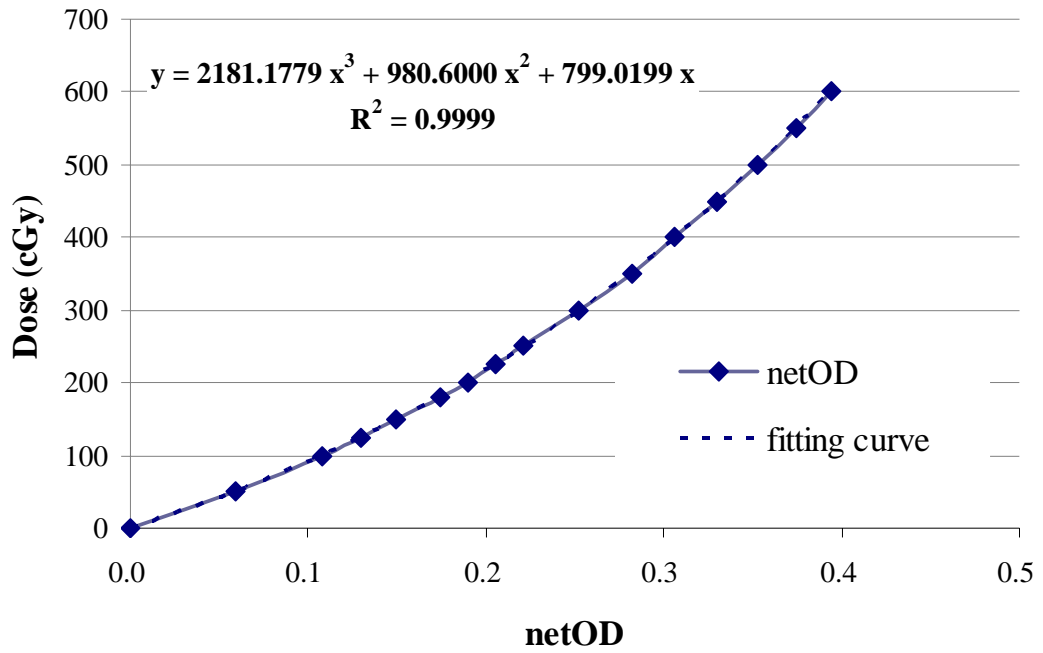
(一) EBT2 膠片校正曲線之建立

圖二為因應 X-光刀、電腦刀及加馬刀劑量校驗所建立的 EBT2 膠片校正曲線。由圖二中所顯示之 3 階多項式擬合方程式 (fitting curve) 方程式可用於膠片掃描 netOD 值與吸收劑量之轉換。此外，由 fitting curve 的判定係數值 (R^2) 可瞭解 EBT2 膠片在劑量量測的穩定性良好，一般而言，比熱發光劑量計 (TLD) 的穩定性高。

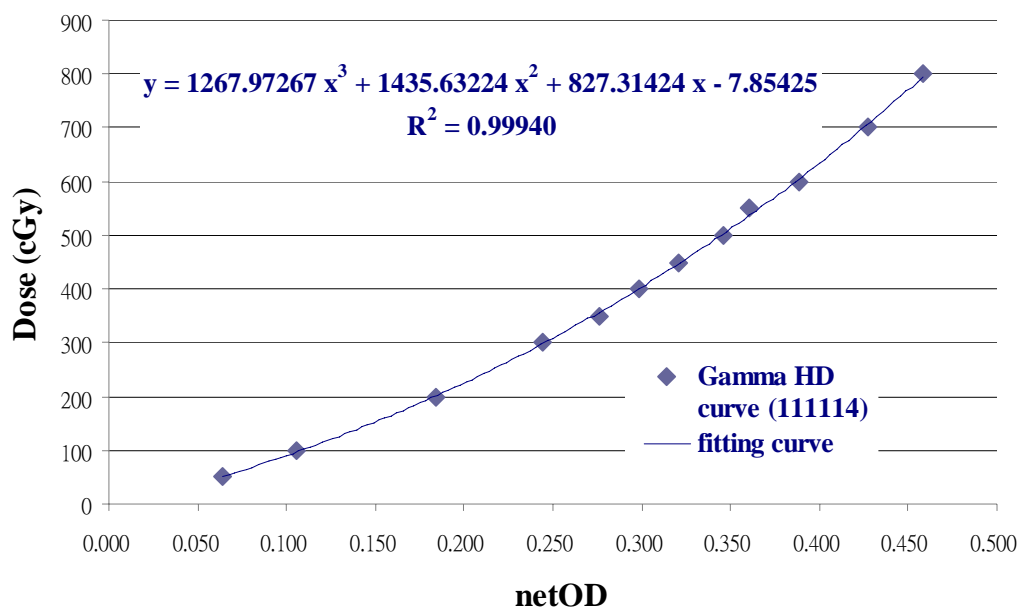
(a)



(b)



(c)



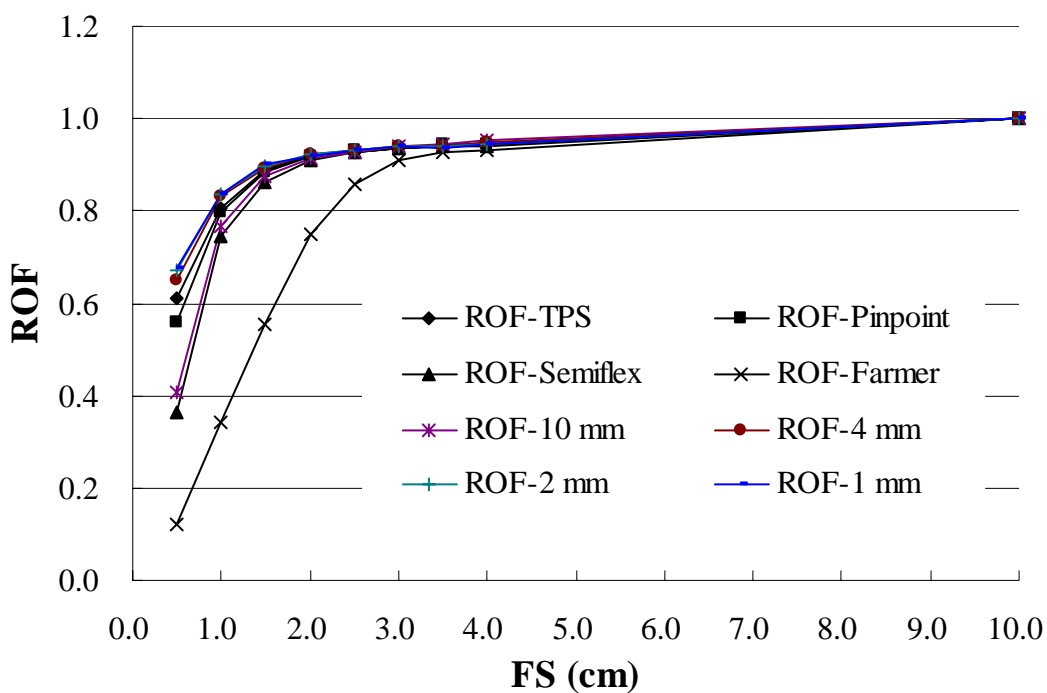
圖二、X-光刀(a)、電腦刀(b) 及加馬刀(c) EBT2 膠片校正曲線。

(二) 相對照野因子

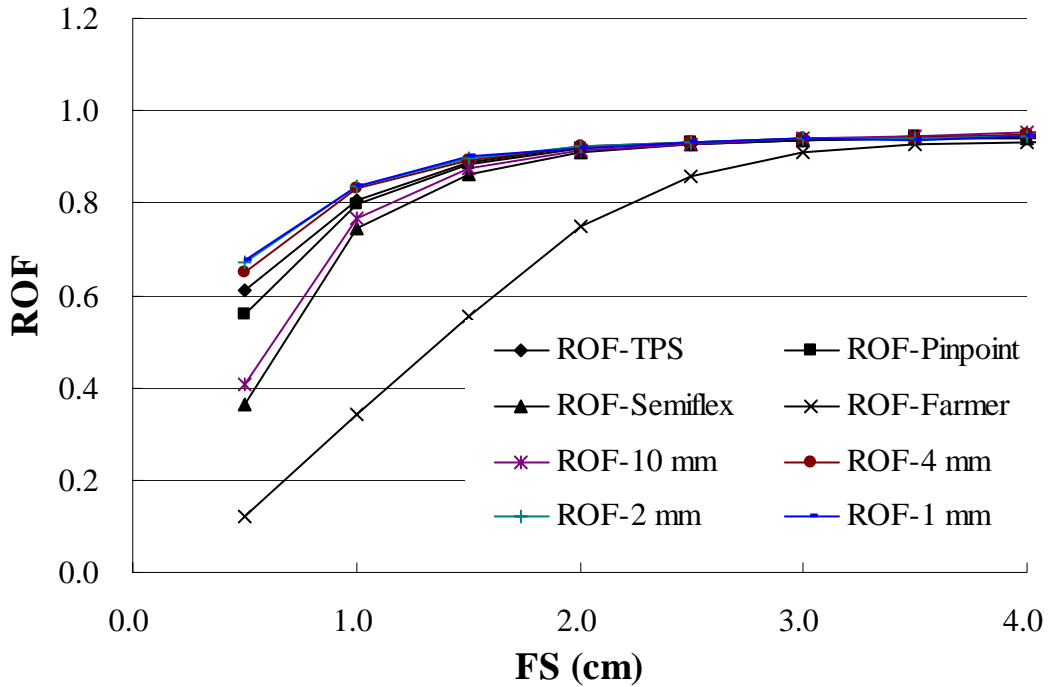
圖三、圖四及表七為使用不同劑量計及 EBT2 膠片量測 X-光刀、電腦刀及加馬刀所得到的相對照野因子 (Relative Output Factor, ROF) 關係圖。由圖三顯示，當使用 Farmer 游離腔量測 ROF，照野 5 cm 以下就呈現約 1.1% 的低估，當照野小於 3 cm 時，低估值將高於 3.0%。照野越小，所呈現的差異也越大。若以低估值大於 1.5% 為判斷標準，根據本研究的結果，Farmer、Semiflex 及 PinPoint 游離腔分別不適用於照野小於 4、2.0 及 1.5 cm 的劑量量測。2D 的 EBT2 膠片劑量圖可呈現不同大小 ROI 值的 ROF，根據量測數據，ROI 為 1.0 mm 及 2.0 mm 量測的 ROF 有一致的結果，而 ROI 值大於 4.0

mm 將呈現量測值明顯低估的情形。因此，EBT2 膠片在 ROF 的量測，ROI 的設定應至少小於直徑 2 mm。本研究的結果顯示，臨床所使用的電腦治療計畫系統（Treatment Planning System, TPS）低估了 10 mm 及 5 mm 的 ROF 值。臨床單位可根據本研究的方法進一步確認 TPS 的 ROF 值，以確保治療劑量的準確性。

(a)



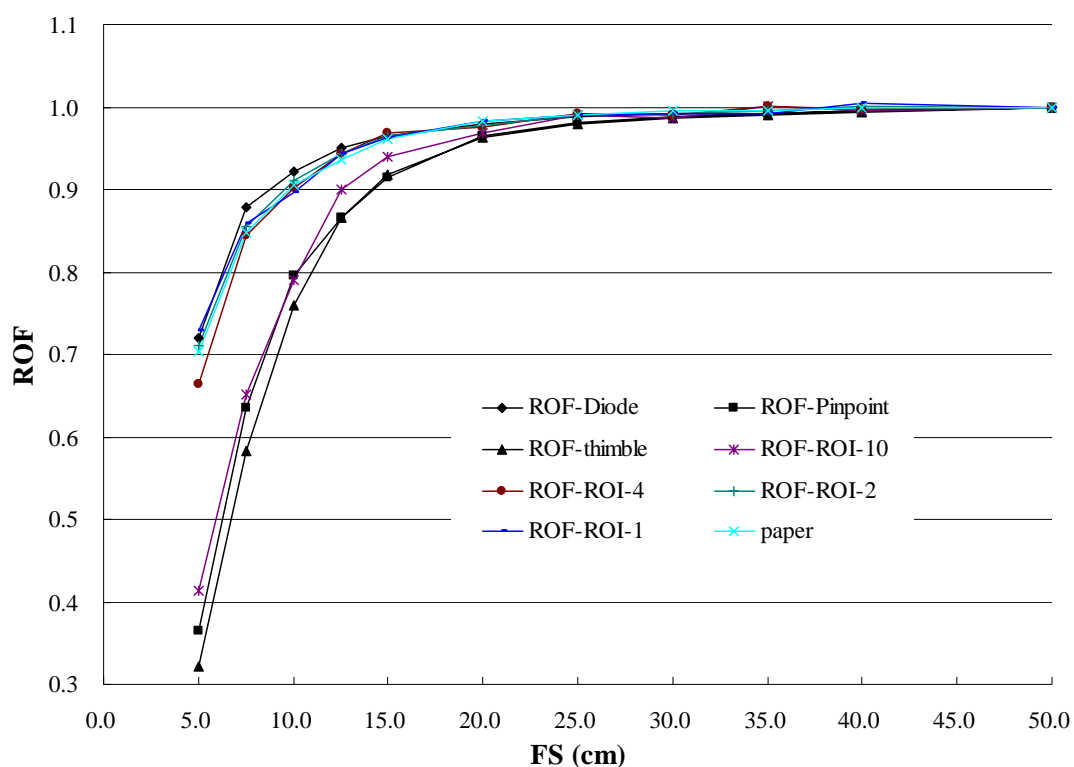
(b)



圖三、X-光刀相對照野因子，(b)為局部放大圖。

圖四顯示不同劑量計及 EBT2 膠片量測電腦刀 ROF 的結果。與圖三類似，Semiflex 及 PinPoint 游離腔分別不適用於照野小於 2.0 及 1.5 cm 的劑量量測。本研究 ROF 值與其他研究學者的報告有相似的結果，然而本研究更細分 ROI 與 ROF 的關係，提供高空間解析度量測設備在量測立體定位治療技術所使用的小照野時，不同 ROI 值所呈現的差異。臨床醫療人員可以根據疾病治療之所需，判斷該系統將以何種 ROI 值來得到其 ROF 值。

本研究的結果顯示，臨床所使用的電腦治療計畫系統所設定的 ROF 值是根據 Diode 劑量計的量測結果，但是如同 Ellen E. Wilcox 等人的研究報告所述，Diode 劑量計因為材質與水差異較大，在小照野量測時，因為劑量的貢獻有相當比例是來自射束與劑量計本身作用的結果，因此，Diode 劑量計在照野小於 10 mm 時呈現高估的情形。臨床單位可根據本研究的方法進一步確認 TPS 的 ROF 值，以確保治療劑量的準確性。



圖四、電腦刀相對照野因子。

表七顯示不同劑量計及 EBT2 膠片量測加馬刀 ROF 的結果。

Semiflex 及 PinPoint 游離腔皆不適用於量測 16 mm 以下的照野。本研究 EBT2 膠片的量測結果與 Josef Novotny 等人的報告有極為相近的結果，顯示本研究對於使用 EBT2 膠片的技術已趨成熟，對於後續的品保校驗工作可以提供可靠的量測結果。

表七、加馬刀相對照野因子。

cone size	ROF-TPS	ROF-Semiflex	ROF-Pinpoint	ROF-EBT2
16 mm	1.000	1.000	1.000	1.000
8 mm	0.900	0.759	0.756	0.895
4 mm	0.814	0.317	0.382	0.815

三、討論

本研究針對三種立體定位放射治療設備在影響治療劑量最顯著的劑量校驗及照野因子兩部分，藉由不同空間解析度的劑量計的量測結果做出深入的分析。

在絕對劑量校驗的部分，因為放射治療單位廣泛使用 Farmer 游離腔執行此項操作，對於該游離腔在 AAPM TG-21 或 TG-51 議定書的參數值有清楚的瞭解，但是對於立體定位放射治療設備而言，

Farmer 游離腔量測腔體長度有 2.3 cm，已不適用於 5 cm 以下小照野的劑量測量。因此本研究依循 TG-51 的步驟，使用 Semiflex 及 PinPoint 游離腔完成絕對劑量校驗的工作，所使用的表格及比對的結果，將可提供臨床工作人員完整的參考，尤其是加馬刀的輸出劑量率校驗，透過本研究可以有別於的原廠方式，建立另一套校驗方法，除提升專業能力之外，也提供雙系統校驗，確保劑量的準確性。

小照野的 ROF 量測有相當的困難度，量測值與劑量計的大小及材質都有密切的關係。PinPoint 游離腔雖然空腔體積僅有 0.015 cm³，直徑也僅有 2 mm，但是長度有 5 mm，對於直徑小於 15 mm 的照野，腔體周邊已落於照野劑量分佈均勻區域之外，已無法提供準確的劑量量測值。EBT2 膠片具有高空間解析度及無能量依持性的特性，非常適合用於小照野 ROF 的量測工作。然而，依據本研究的經驗，必須事先依據文獻資料及 ISP 原廠的測試報告建立標準操作程序，包括 EBT2 膠片的保存及掃描器的設定及操作等，都必須嚴格依據標準程序操作，才能得到準確的計讀值。本研究量化不同劑量計及 ROI 值對於 ROF 值的差異，為臨床工作人員提供更完整的參考資料。

本研究的完成對於提升國內放射治療品質及劑量測量技術將有顯著的貢獻。

肆、參考文獻

1. Sou-Tung Chiu-Tsao, Maria F. Chan, "Photon beam dosimetry in the superficial buildup region using radiochromic EBT film stack," *Med. Phys.* 36 (6), 2074-2083, 2009.
2. Ellen E. Wilcox and George M. Daskalov, "Evaluation of GAFCHROMIC[®] EBT film for CyberKnife[®] dosimetry," *Med. Phys.* 34 (6), 1967-1974, 2007.
3. Fujio Araki, Tohru Ikegami and Tatsuyo Ishidoya, *et al* "Measurements of Gamma-Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass rod dosimeter and a diode detector," *Med. Phys.* 30 (8) 1976-1981, 2003.
4. Jen-San Tsai, Mark J. Rivard, Mark J. Engler, *et al*, "Determination of the 4 mm Gamma Knife helmet relative output factor using a variety of detectors," *Med. Phys.* 30 (5) 986-992, 2003.
5. Andreas Mack, Stefan G. Scheib, Jorg Major, *et al*, "Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery Determination of Gamma Knife[®] output factors," *Med. Phys.* 29 (9) 2080-2089, 2002.
6. Michael C. Schell, Frank J. Bova, David A. Larson, *et al*, "AAPM REPORT NO. 54 STEREOTACTIC RADIOSURGERY," 1995.
7. Almond P R, Biggs P J, Coursey B M, *et al*, "AAPM Task Group 51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams," *Med. Phys.* 26 1847–1870, 1999.
8. R. J. Schulz, P. R. Almond, J. R. Cunningham, *et al*, "A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams," AAPM Task Group 21, *Med. Phys.* 10,

- 741–771 ,1983.
9. B. R. Muira and D. W. O. Roger, "Monte Carlo calculations of k_Q , the beam quality conversion factor," *Med. Phys.* 37 (11) 5939-5950, 2010.
 10. Sou-Tung Chiu-Tsao, Yunsil Ho, Ravi Shankar, *et al*, "Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies," *Med. Phys.* 32 (11) 3350-3354, 2005.
 11. Josef Novotny, Jagdish P. Bhatnagar, *et al*, "Measurement of relative output factors for the 8 and 4 mm collimators of Leksell Gamma Knife Perfexion by film dosimetry," *Med. Phys.* 36 (5) 1768-1774, 2009.
 12. Christian Fiandra, Umberto Ricardi, and Riccardo Ragona, *et al*, "Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy," *Med. Phys.* 33 (11) 4314-4319, 2006.
 13. Sigrun Saur, Jomar Frengen, *et al*, " GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis," *Med. Phys.* 35 (7) 3094-3101, 2008.
 14. L. Menegotti and A. Delana, A. Martignano, *et al*, " Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure," *Med. Phys.* 35 (7) 3078-3085, 2008.