

電腦刀呼吸同步追蹤系統品質保證驗證程序

郭駿元^{1,3} 林招膨³ 傅曉梅² 林家瑋² 陳秋萍¹ 余孝緯¹ 鍾道生¹ *蔡若婷^{1,4}

¹台北醫學大學·市立萬芳醫院 放射腫瘤科

²台北醫學大學·市立萬芳醫院電腦刀治療中心

³元培科技大學影像醫學研究所

⁴國立陽明大學醫學工程研究所

摘要

本品保驗證程序之目的，為當腫瘤器官因呼吸而造成一規律移動下，驗證電腦刀呼吸同步追蹤系統 (Synchrony respiratory tracking system) 之治療準確度，並評估電腦刀呼吸同步追蹤系統於臨床治療上之貢獻。電腦刀立體定位放射手術系統 (CyberKnife stereotactic radiosurgery system)，乃由一部 6MV 直線加速器裝載於一個具 6 維自由度之機械手臂上，一組影像導引系統 (TLS)，一個擁有 6 維校正功能之治療床，與一組紅外線呼吸同步追蹤系統所組成。原廠之移動假體 (Motion phantom) 可模擬病患的呼吸運動，同時執行胸腹部表面運動與內部器官移動兩種不同的運動模式。原廠驗證片 (Gafchromic dosimetry film-media type MD-55) 與原廠球型立方體 (Ball-cube)，供例行性品保驗證程序使用。紅外線同步感應器 (IR-synchrony camera array) 與紅外線追蹤標記 (IR-tracking markers)，可偵測患者因呼吸造成之胸腹部體表處之運動。以移動假體 (Motion phantom) 模擬病患的呼吸運動，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統，將治療計畫以全系統測試 (End-to-End test) 實際執行於移動假體電腦刀呼吸同步追蹤系統例行之品保程序，在執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時，其準確度誤差 (total targeting error) 皆小於 1.5 mm。依據先前品保測試數據，甚至皆小於 1 mm。三次品保驗證程序所得之整體準確度誤差，相較於原廠訂定之品保容許限值 (<1.5 mm)，以 t-test 統計分析結果，P 值小於 0.005 (P = 0.0016)，顯見品保驗證結果，明顯小於原廠訂定之品保容許限值。在臨床治療上與執行呼吸同步追蹤系統品保驗證程序時，影響整體準確度誤差的因素，分別為機械因素與人為因素。例行之品保驗證程序顯示，電腦刀之呼吸同步追蹤系統可降低呼吸運動的影響至理想程度，確實可有效地補償腫瘤因呼吸運動而造成的位移誤差。

關鍵詞：呼吸同步追蹤系統，移動假體，球型立方體，全系統測試

前言

立體定位放射手術 (Stereotactic Radiosurgery) 早期用於治療腦部病變，是一種單次劑量高，分次次數少的放射治療，其治療範圍邊緣劑量迅速陡降的特性，可讓周邊的正常組織傷害減至最低 [4,9,10,20]。1951 年 Dr. Lars Leksell 所研發的伽瑪刀 (Gamma Knife) 為最早的立體定位放射手術設備 [3,12]，伽瑪刀主要是

由 201 顆 Co-60 射源所組成，可選擇 201 種不同的射束方向治療腫瘤。1982 年 O. Betti 和 F. Colombo 將立體定位的技術配合直線加速器，發展成一般所稱的光子刀 (X-Knife) 光子刀是利用直線加速器所產生的高能放射線，透過弧形旋轉治療技術 (ARC) 將劑量完全集中於治療中心。1992 年 John Alder 參考國防工業巡弋

飛彈技術之觀念，將單一能量 (6MV) 直線加速器加裝於機械手臂上，利用即時影像導引追蹤系統來治療腫瘤，此設備稱為電腦刀 (CyberKnife)。

放射線治療癌症發展至今，為提升治癒率與存活率，達到理想之療效，並減少正常組織併發症發生之機率，近年來多致力朝著提高腫瘤劑量，降低周圍正常組織劑量之方向發展。順應此一發展方向，各類能確切掌握腫瘤位置，提高放射線治療準確度之技術與影像導引系統應運而生。而在人體各部位腫瘤中，若是會受到呼吸運動影響者，其腫瘤位置之再現性相對較差，以致於影響放射治療準確度，進而影響治療之療效。針對此一問題，早期先進所採用的改善方式，不外乎多屬藉著呼吸偵測 (respiratory gating) [8,11] 或呼吸調控 (breath holding) [15,19] 之類的技術來克服，若是以理想情況下之劑量曲線分布來評估結果，上述之技術確實皆可有效改善呼吸運動所造成的影響。只是上述兩類技術仍存有幾個缺點，如：兩種技術用於治療時，皆須在呼吸週期中訂定一閾值，當呼吸週期低或高於該閾值時，才啟動放射線治療，即為在每一次呼吸週期中，約僅有一半的時間可用於治療，整體治療時間皆會因此而拉長，而治療時間拉長，臨床上易造成病患躁動與不安，影響治療準確度。另外，呼吸調控技術亦不適用於一些年長、年幼及虛弱等無法自主配合呼吸調控的患者。

電腦刀立體定位放射手術系統 (CyberKnife stereotactic radiosurgery system) 圖 1 之呼吸同步追蹤系統 (Synchrony respiratory tracking system)，藉由紅外線同步感應器 (IR-synchrony camera array) 圖 2 偵測病人胸部上之紅外線追蹤標記 (IR-tracking markers) 圖 3 在呼吸時之移動，用以偵測呼吸週期的波段訊號，並配合影像導引系統 (TLS) 所擷取的內部腫瘤金屬標誌物即時影像，建立呼吸監測模式 圖 4，該模式可使擁有 6 維自由度的機械手臂 (Robot)，控制單能量直線加速器以些微的震盪動作，作 3 維之呼吸補償校正，如此便可在病患自然呼吸的情況下，提供準確的治療，並能

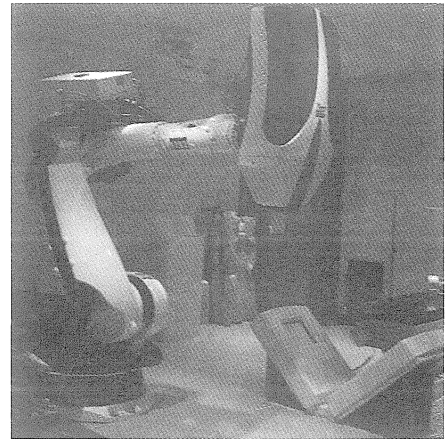


圖 1 電腦刀立體定位放射手術系統

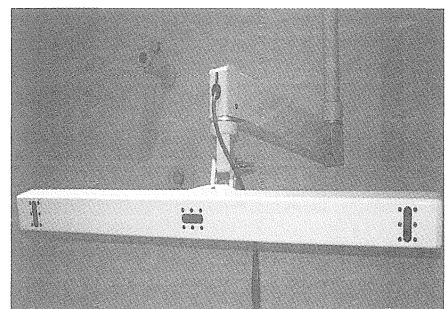


圖 2 紅外線同步感應器

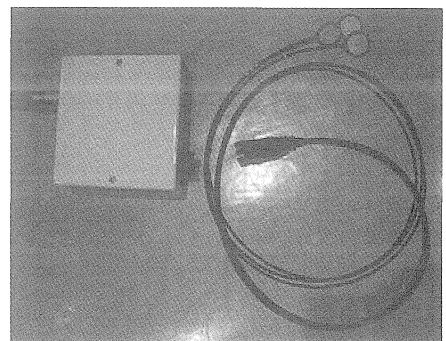


圖 3 紅外線追蹤標記

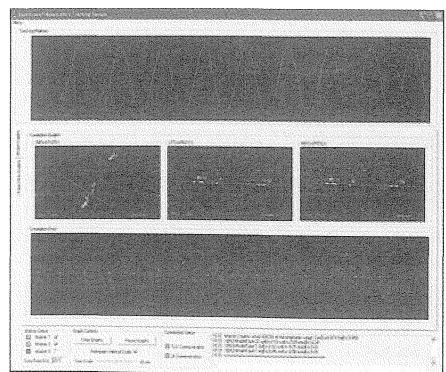


圖 4 呼吸同步追蹤系統之呼吸監測模式

持續執行治療，不須爲了配合其呼吸週期而中斷治療，導致整體治療時間的延長。電腦刀呼吸同步追蹤系統，可解決上述關於整體治療時間過長，與病患配合度方面的問題。同時 相較於上述兩者運用傳統直線加速器構造的治療技術，呼吸同步追蹤系統乃是運用電腦刀特有的 6 維自由度之機械手臂構造，在多重入射角度 [16] 照射時，同步追蹤腫瘤之位置移動，作同步追蹤照射，這樣便可準確地照射腫瘤，並有效地減低腫瘤器官周圍正常組織與危急器官之放射線劑量。

本品保驗證程序所使用之電腦刀立體定位放射手術系統，於機頭設計上並非如一般直線加速器經由多葉型準直儀 (Multileaf collimator) 開啓治療照野，而是搭配合適的治療用準直椎筒 (Cone)。在製作電腦治療計畫時必須依照腫瘤大小，先選定適合大小的準直椎筒，按醫師所設定的治療劑量條件，利用電腦逆向運算治療計畫 (Computer inverse treatment planning) 模式計算出每一個放射線入射的三度空間 (3D) 照射點 (Node) 之方向和放射線射束所該照射的劑量。治療用準直椎筒之照野直徑大小，由 5mm (公厘) 到 60mm，共 12 種圖 5。

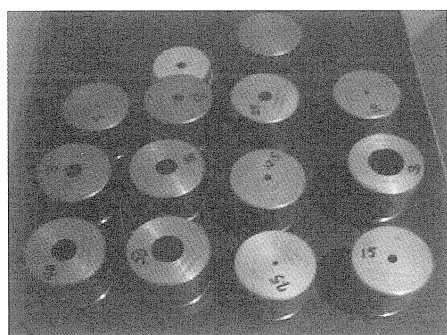


圖 5 治療用準直椎筒

參考國外有關放射手術所做的品保文獻可知，先進多是針對三方面研究—三維影像設備、劑量計算、系統之機械性準確度等 [1]。而本研究之目的，爲驗證電腦刀呼吸同步追蹤系統 (Synchrony respiratory tracking system) 用於腫瘤器官因呼吸而造成一規律移動時之治療準確度，並評估電腦刀呼吸同步追蹤系統於臨床治療上之貢獻。

材料與方法

電腦刀立體定位放射手術系統，乃由一部 6MV 直線加速器裝載於一個具 6 維自由度之機械手臂上；一組影像導引系統 (Target locating system)，其中包含了兩組 kV 級 X 光管與數位化偵檢器互成直角，可擷取兩組 45 度角之即時影像；一組擁有 6 維校正功能之治療床；與一組紅外線呼吸同步追蹤系統所組成 [6,13,18]。原廠所使用之同步移動追蹤品質保證驗證工具，爲一可模擬病患呼吸運動的移動假體 (Motion phantom) 圖 6，能同時模擬人體因呼吸造成的胸腹部表面運動，與內部腫瘤器官的移動。品質保證驗證程序所使用的原廠驗證片 (Gafchromic dosimetry film-media type MD-55) 圖 7，供每月例行性品保驗證程序使用。原廠標準全系統測試用球型立方體 (E2E test ball-cube) 圖 8，供裝載原廠驗證片，執行每月例行性品保驗證程序使用。掃描驗證片之掃描器爲 Epson-1680 全彩掃描器圖 9。分析驗證片之軟體 End To End test，爲 Accuray 原廠所提供之 matlab 分析軟體圖 10，其整體準確度誤差 (Total targeting error) 乃爲三個運動方向—left/right、superior/inferior、anterior/posterior 方向之位移距離，與該軟體 3 維空間中之原點的空間距離誤差。若設 left/right 方向爲 X 軸，superior/inferior 方向爲 Y 軸，anterior/posterior 方向爲 Z 軸，該軟體原點座標爲 (0, 0, 0)，則

$$\text{Total targeting error} = [(X_1 - X_0)^2 + (Y_1 - Y_0)^2 + (Z_1 - Z_0)^2]^{1/2}$$

單位: mm, X_1, Y_1, Z_1 : 分析區中心點於 X 軸、Y 軸、Z 軸方向的位移距離， (X_1, Y_1, Z_1) 即爲分析區中心點座標。 X_0, Y_0, Z_0 : 軟體原點於 X 軸、Y 軸、Z 軸方向之座標。

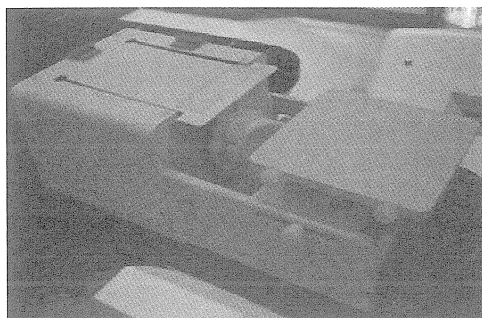


圖 6 移動假體

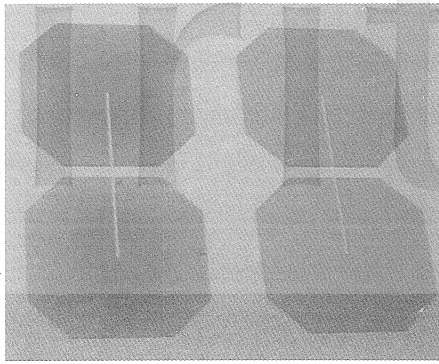


圖 7 照射前後之原廠驗證片

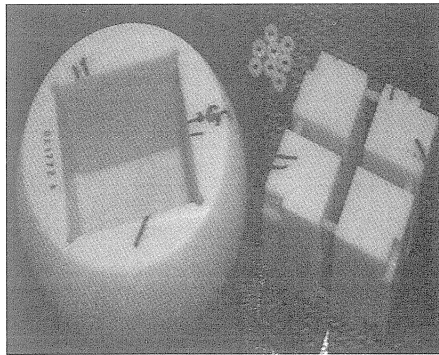


圖 8 球型立方體

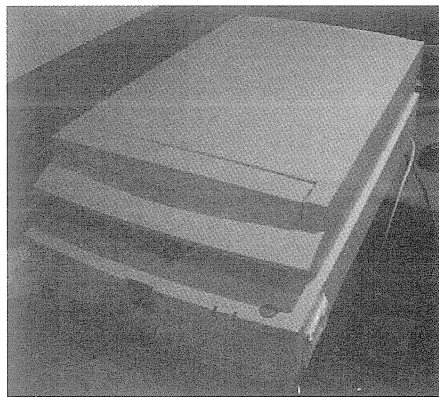


圖 9 Epson-1680 全彩掃描器

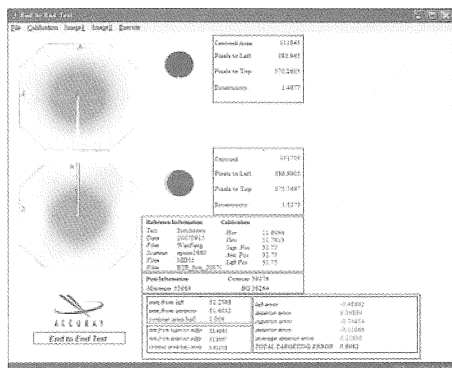


圖 10 End to end test 分析軟體

以移動假體 (Motion phantom) 模擬病患的呼吸運動，將其頻率設定為每分鐘 15 次(正常人一分鐘呼吸 12~15 次，每次換氣量約 500 毫升 [21])，實驗時於模擬內部器官移動之平台上，裝載內含金屬標誌物(Fiducial makers) 的球型立方體(Ball-cube)與保麗龍(為避免在取得即時影像時，有金屬干擾 球型立方體與模擬內部器官移動之平台至少須距離 3 英吋)執行電腦斷層掃描，以該組模擬定位電腦斷層影像設計電腦治療計畫(準直椎筒大小為 25 mm，單次放射線劑量為 3000cGy)，將治療計畫以全系統測試(End-to-End test)圖 11 實際執行於移動假體，每四個入射點(Node) 取一組即時影像。移動假體裝載著內有驗證片(Gafchromic dosimetry film-media type MD-55)與金屬標誌物(Fiducial makers) 的球型立方體，並於移動假體上裝配兩個呼吸同步追蹤系統的紅外線追蹤標記 (IR-tracking markers)，以供呼吸同步追蹤系統作偵測。使用原廠 End To End test 分析軟體，分析驗證片上的黑化度之程度，用以驗證該系統之至治療準確度。

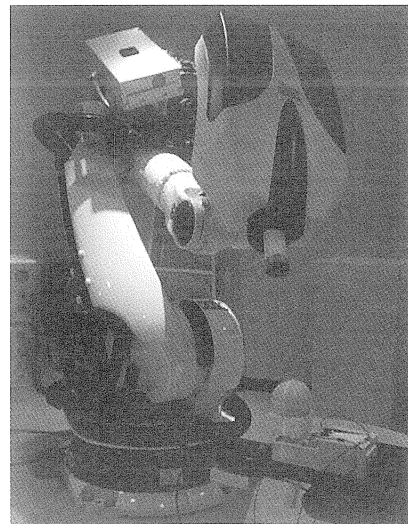


圖 11 全系統測試

驗證流程分為兩個階段，執行方法如下：

第一階段－將驗證片準確地置入球型立方體中，不啟動移動假體，即不模擬呼吸運動，亦不執行電腦刀呼吸同步追蹤系統，沒有呼吸偵測，故沒有作呼吸校正補償，將治療計畫實際執行於裝有驗證片之

移動假體。在沒有呼吸運動的干擾下，得到一理想的劑量分佈情形。

第二階段— 將驗證片準確地置入球型立方體中，啟動移動假體，使其模擬呼吸運動，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統，將治療計畫實際執行於裝載球型立方體之移動假體。電腦刀呼吸同步追蹤系統以紅外線作呼吸偵測，監測胸腹部呼吸起伏變化，所取得的呼吸波段訊號，配合影像導引系統同步偵測出假體內金屬標誌物之即時影像，用以建立呼吸監測模式，供機械手臂作呼吸校正補償用。呼吸監測模式，乃一胸腹部體表運動與內部腫瘤器官運動的相互關係模式。建立呼吸監測模式時，原廠建議擷取 8~15 組，分別落在呼吸週期中不同的時間點上之即時影像圖 12。此呼吸監測模式能計算並預測體內腫瘤因呼吸而造成的位移情形，可使電腦刀機頭於治療時，同步作些微的震盪動作，以補償因呼吸運動造成的腫瘤位移，減少治療定位的誤差。如此，在有呼吸運動干擾，並使機械手臂作呼吸校正補償的情形下，得到另一種校正補償後之劑量分佈情形。

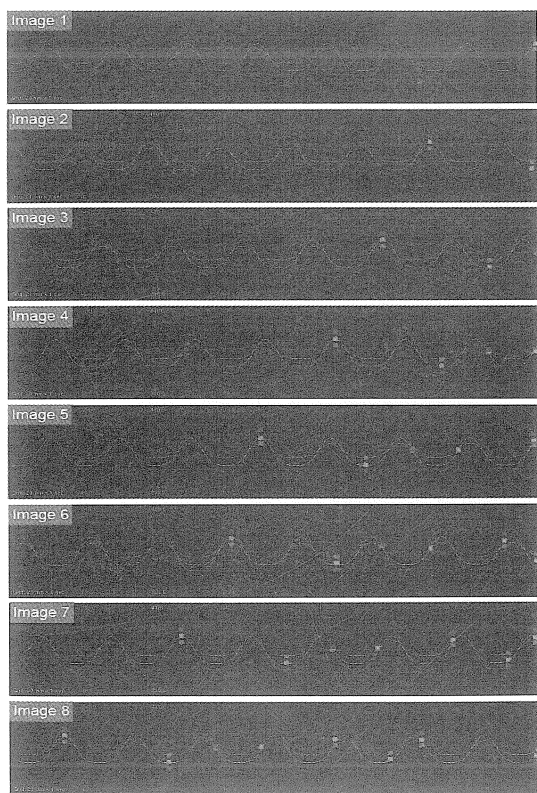


圖 12 呼吸監測模式之擷取即時影像技術

於電腦刀臨床治療時，無論使用任一定位追蹤模組，原廠建議每間隔3~6個入射點，取一組即時影像作為治療定位準確性之監測。於電腦刀呼吸同步追蹤系統品質保證驗證程序中，因有移動假體模擬呼吸運動，不同於電腦刀另外三種定位追蹤模組的品質保證驗證程序，吾人欲了解及驗證間隔多少個入射點，取一組即時影像，對整體準確度誤差 (total targeting error) 有何影響。故另外設計一實驗流程，在執行原來第二階段驗證流程時，改變取即時影像的入射點間隔數，除原本於每四個入射點 (Node) 取一組即時影像之驗證流程外，再分別設計及執行於每一個入射點與每間隔十個入射點，取一組即時影像之驗證流程，且與原第二階段驗證流程一樣，各執行三次。藉此觀察以不同的入射點間隔數，取一組即時影像，對整體準確度誤差的影響。

結果

電腦刀呼吸同步追蹤系統例行之品質保證驗證程序，在不啟動移動假體，亦沒有執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時，其整體準確度誤差 (total targeting error) 須小於 0.95 mm。而在啟動移動假體，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時，其整體準確度誤差 (total targeting error) 則須小於 1.5 mm。依據先前品保測試數據，在有執行電腦刀呼吸同步追蹤系統作補償的情形下，誤差甚至小於 1 mm。如圖 13 所示，第一階段的結果，在不啟動移動假體，亦沒有執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時，其整體準確度誤差為 0.48984 mm。在每月定期執行的電腦刀呼吸同步追蹤系統品質保證驗證程序結果，另兩次第一階段品保驗證結果分別為 0.40373 mm 與 0.37895 mm，以上三次第一階段品保驗證結果之中，任一次的整體準確度誤差 (total targeting error) 皆小於 0.95 mm，三次之平均誤差為 $0.42417 \text{ mm} \pm 0.06 \text{ mm}$ 。三次第一階段品保程序所得之整體準確度誤差，相較於原廠訂定之品保容許限值 ($< 0.95 \text{ mm}$)，以 t-test 統計分析結果，P 值小於 0.00005 ($P = 0.000049$)，顯見三次品保驗證結果，明顯小於原廠訂定之品保容許限值。

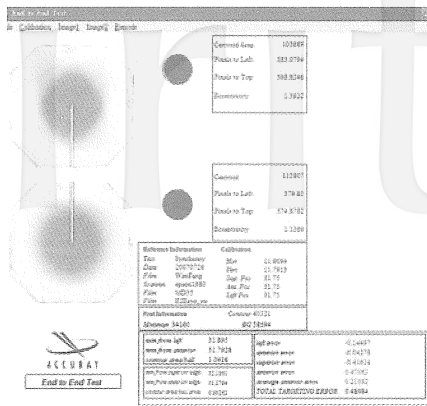


圖 13 不啟動移動假體，亦沒有執行電腦刀呼吸同步追蹤系統之品保驗證結果

如圖 14 所示，第二階段的結果，在啟動移動假體，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時，其整體準確度誤差為 0.89820 mm。而在每月定期執行的電腦刀呼吸同步追蹤系統品保驗證程序結果，在啟動移動假體，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時，另兩次整體準確度誤差為 0.45909 mm 與 0.71839 mm。以上三次啟動移動假體，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統後之品保驗證程序結果，任何一次的整體準確度誤差 (total targeting error) 皆小於 1.5 mm，三次驗證結果平均誤差為 $0.69189 \text{ mm} \pm 0.22 \text{ mm}$ 。以上三次第二階段品保程序所得之整體準確度誤差，相較於原廠訂定之品保容許限值 ($< 1.5 \text{ mm}$)，以 t-test 統計分析結果，P 值小於 0.005 ($P = 0.0016$)，亦顯見三次品保驗證結果，明顯小於原廠訂定之品保容許限值。

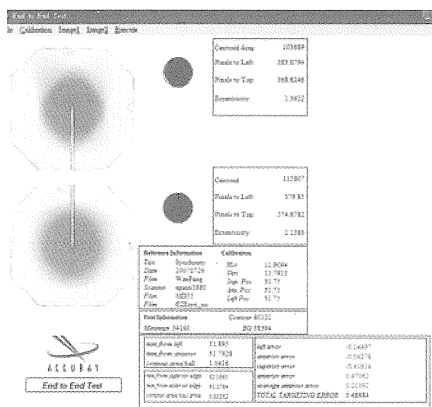


圖 14 啟動移動假體，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統之品保驗證結果

圖 15 呈現了兩階段三次品保驗證程序之整體準確度誤差的關係變化情形，除了兩階段的三次總平均誤差之差距僅有 0.26772 mm 外，其中，在第二次執行品保驗證程序所得之單次結果比較，有無啟動移動假體，有無執行呼吸同步追蹤系統之準確度誤差差距更只有 0.05536 mm。以 t-test 統計分析兩階段測量結果，P 值大於 0.05 ($P = 0.112$)，顯示兩階段之整體準確度誤差無明顯差異。

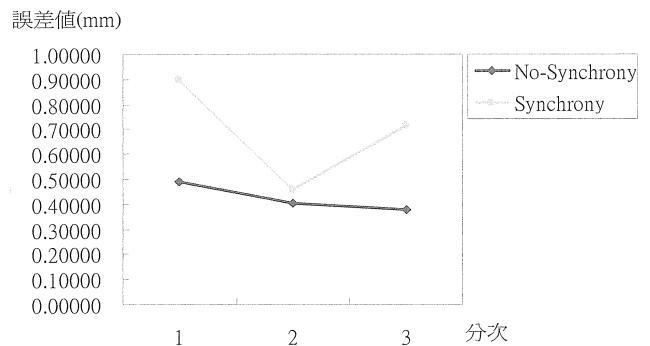


圖 15 各次品保驗證結果的關係變化情形

再分析單一運動方向的位移誤差如表 1，原品保驗證結果中若為正值，乃表示 left、superior、anterior 方向之位移誤差；若為負值，則表示 right、inferior、posterior 方向之位移誤差。因此處吾人所關心的是在該運動方向之總位移誤差，無個別方向之分，故將各運動方向品保驗證結果取絕對值後，再計算平均值與標準差。在沒有執行呼吸同步追蹤系統時，於左右方向 (left/right) 的三次平均誤差為 $0.15237 \text{ mm} \pm 0.02 \text{ mm}$ ，於前後方向 (superior/inferior) 的三次平均誤差為 $0.39181 \text{ mm} \pm 0.16 \text{ mm}$ ，於上下方向 (anterior/posterior) 的三次平均誤差為 $0.13713 \text{ mm} \pm 0.07 \text{ mm}$ 。而執行呼吸同步追蹤系統時，於左右方向 (left/right) 的三次平均誤差則為 $0.39226 \text{ mm} \pm 0.08 \text{ mm}$ ，於前後方向 (superior/inferior) 的三次平均誤差為 $0.55556 \text{ mm} \pm 0.23 \text{ mm}$ ，於上下方向 (anterior/posterior) 的三次平均誤差為 $0.09673 \text{ mm} \pm 0.02 \text{ mm}$ 。因原廠移動假體在模擬內部腫瘤器官部分，為一可作前後方向 (superior/inferior) 移

動的平台，故此處吾人分析前後方向的位移誤差。同樣以 t-test 統計分析，比較兩階段測量結果，得 P 值大於 0.05 ($P = 0.363$)，顯示兩階段品保程序，在前後方向的位移誤差無明顯差異。

表 1 各運動方向之平均位移誤差(mm)

	left/right	superior/inferior	anterior/posterior
no-Synchrony	0.15237±0.02	0.39181±0.16	0.13713±0.07
Synchrony	0.39226±0.08	0.55556±0.23	0.09673±0.02

表 2 不同入射點間隔數之整體準確度誤差(mm)

No. of node	Synchrony		
	fraction 1	2	3
1 Node	0.29354	0.40866	0.35346
4 Node	0.89820	0.45909	0.71839
10 Node	0.39624	0.67953	0.51766

表 2 為執行電腦刀呼吸同步追蹤系統品質保證驗證程序時，以不同入射點間隔數取一組即時影像，所得之整體準確度誤差結果。入射點間隔數除原本例行品保驗證程序所使用的四個外，另外設計每個與每十個入射點取一組即時影像，與四個入射點間隔做比較。本實驗設計只為驗證入射點間隔數的不同，是否會在執行品保驗證程序時，對整體準確度誤差造成顯著影響，於臨床治療與執行例行品保驗證程序時，仍以每四個入射點取一組即時影像。由表 2 中可見，在以移動假體模擬病患呼吸運動而執行的品保驗證程序中，無論使用多少入射點間隔數取一組即時影像，任一次驗證程序的整體準確度誤差皆小於 1.5 mm。至於三次平均誤差，每個入射點皆取一組即時影像時，為 0.35189 mm ± 0.06 mm；每四個入射點取一組即時影像時，為 0.69189 mm ± 0.22 mm；每十個入射點取一組即時影像時，為 0.49781 mm ± 0.19 mm。以 t-test 統計分析，比較以每個入射點取一組即時影像，與每四個入射點取一組即時影像所得結果，P 值大於 0.05 ($P = 0.061$)，顯示兩組品保測量值無明顯差異；而比較每十個入射點

取一組即時影像，與每四個入射點取一組即時影像所得結果，P 值亦大於 0.05 ($P = 0.349$)，亦顯示了兩組品保測量值無明顯差異。以每個入射點取一組即時影像所得結果，雖略優於以每四個入射點取一組即時影像所得結果，然而以每十個入射點取一組即時影像所得結果，卻也略優於以每四個入射點取一組即時影像所得結果，所以由此處無法求得如預期中的線性相關。

討論

由相關文獻可知，呼吸運動造成的腹部表面振幅較胸部表面為大 [5,7,14]，所造成的內部腫瘤位移誤差，在上腹部可大於 3 cm，在下腹部器官，如男性前列腺處，也有 1 cm 的位移誤差 [2,17]。在以往放射治療中，面對此種無可避免的位移誤差，皆是以加大治療範圍的方式，來求得理想的腫瘤控制率 (Tumor control probability, TCP)，但相對地，也增加了正常組織併發症的機率 (Normal tissue complication probability, NTCP)。電腦刀呼吸同步追蹤系統，就如同現今所有欲改善呼吸運動影響的治療技術與相關設備一樣，希望能有效地降低呼吸運動對放射治療準確度的影響，以達到理想的腫瘤控制率，並降低正常組織發生併發症的機率。

對於電腦刀呼吸同步追蹤系統之品保驗證程序結果，吾人期望在啟動移動假體，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統作呼吸運動補償時所得到之結果，能盡可能接近在沒有啟動移動假體，亦沒有執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時所得到之結果。如此即表示電腦刀呼吸同步追蹤系統能有效地改善呼吸運動造成的影響，補償腫瘤因呼吸運動而造成的位移誤差。在本單位之前所執行的例行品保驗證程序結果中，經 t-test 統計分析，P 值皆大於 0.05，表示執行電腦刀呼吸同步追蹤系統作呼吸運動補償所得到之結果，是相當接近沒有啟動移動假體，亦沒有執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時所得到之結果，且兩者之間無明顯、有效的差異。但因無可預測與避免的機械誤差，故原廠訂定一品保容

許限值，即在不執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時之全系統測試的整體準確度誤差，須小於 0.95 mm。而在執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時之全系統測試的整體準確度誤差，則須小於 1.5 mm。

Kenneth E. Rosenzweig, et al. [15] 所使用的深呼吸調控技術 (Deep inspiration breath-hold technique)，於治療前須先請病患做呼吸訓練，呼吸訓練方法為先深吸氣後深吐氣，再深吸氣然後閉氣，藉此延長閉氣時間，以利於治療時提高腫瘤器官位置的再現性。雖然該技術也能於治療中監測病患呼吸情況，但在臨床適用性上的限制仍多，如：須能閉氣一定時間以上，須意識清醒，並無溝通不良、無肺部疾病等。電腦刀呼吸同步追蹤系統，無須令病患閉氣，只需病患於治療中保持自然而平穩的呼吸，即能準確、有效地執行治療，故不受上述因素之限制。病患若於治療中深呼吸或咳嗽，呼吸監測模式將令電腦刀停止治療，待放射師重新攝取即時影像並確認無誤後，即可繼續治療，若有需要，亦可重新建立呼吸監測模式。

影響執行呼吸同步追蹤系統品保驗證程序之整體準確度誤差的因素：

人為因素一 驗證片裝設準確與否，將影響整體準確度。每張原廠驗證片 (Gafchromic dosimetry film-media type MD-55) 大小為 2.5 × 2.5 inch，中間有一寬約 1 mm，由片子邊緣直達片子中心的切縫，可使兩張驗證片成十字狀鑲嵌在一起。置入球型立方體前，需先標記方向；置入球型立方體時，需注意球型立方體的六個平面是否有片子凸出，以確定驗證片是準確地置於球型立方體中間。並緊密鎖上球型立方體，以防止任何使驗證片滑脫，進而影響準確度的可能。人為因素將影響品保驗證程序所得結果，可由三處證明：(一) 由圖 15 中可發現第二次執行品保驗證程序時所得之結果，該次誤差差距明顯小於第一、三次，從三次品保驗證程序所得之整體準確度誤差結果，無法求得一線性相關，可知每次執行品保驗證程序時，所得整體準確度誤差之差距大小是隨機性的。(二) 在各

運動方向平均位移誤差之比較中表 1，anterior/posterior 方向之平均位移誤差值，於啟動移動假體，使其模擬呼吸運動，並執行電腦刀呼吸同步追蹤系統時所得之結果，竟小於不啟動移動假體模擬呼吸運動所得之結果，與原本預期在無呼吸運動影響時，可得較理想準確度的情況不同，同時，於 anterior/posterior 運動方向所得的此種準確度差異情形，也與另兩種運動方向—left/right、superior/inferior 運動方向所得的準確度差異情形不同，證明各運動方向之平均位移誤差亦是隨機性的。(三) 原本預期取每組即時影像時，所使用的入射點間隔數愈大，會造成作監測校正的次數愈少，而導致整體準確度誤差增加的假設，亦可由表 2 中得知，在使用原廠移動假體模擬呼吸運動的情形下，即使每十個入射點才取一組即時影像，對整體準確度誤差而言，仍無明顯差異。但就單次比較，於第二次執行時，整體準確度誤差隨入射點間隔數增加而增加，此次誤差關係與第一、三次之誤差關係不同，再次證明此處的誤差關係亦是隨機性的。由上述種種隨機性的結果，可知裝設驗證片的熟練與準確程度，明顯影響執行品保驗證程序時，所得之整體準確度。

影響臨床上治療整體準確度誤差的因素：
機械因素—電腦刀立體定位放射手術系統之影像導引系統，在每次取得一組即時影像後，電腦會計算並顯示出 6 維的位移誤差圖 16。機械手臂 (Robot) 在移動單一能量直線加速器到每個入射點 (Node) 時，會依據該誤差值作位移校正。而執行呼吸同步追蹤系統時，電腦除了會計算並顯示出 6 維的位移誤差外，並會依據內在金屬標記物 (Fiducial markers) 之即時影像，與紅外線偵測所取得的呼吸波段訊號，建立呼吸監測模式。其中呼吸波段訊號的振幅，與前後方向、上下方向、左右方向等三種運動方向的正負相關性，乃呼吸同步追蹤系統令機械手臂控制直線加速器，於治療中作震盪補償的依據。於臨床治療中，呼吸監測模式藉著影像導引系統重複取得即時影像的動作，以監測臨床病患治療位置的偏差，並作上述三種運動方

向之補償校正。因此，不同於以原廠移動假體模擬呼吸運動的情形，於臨床治療時，選擇間隔多少個入射點，取一次即時影像，將會改變機械手臂藉著即時影像，作位移監測與補償校正的次數，因而影響到對臨床病患的治療準確度。若要於临床上得到最理想的準確度，即是在機械手臂移動到每一個入射點時，都取一組即時影像，做一次位移監測與補償校正，但此法恐將增加病患暴露劑量與整體治療時間，而治療時間拉長，可能造成病患的不安和躁動。原廠建議取即時影像之入射點間隔數為 3~6 個，對於較配合、較穩定的病患，可每 6 個入射點取一組即時影像，對於較躁動、較無法配合的病患，則可於每 3 個入射點取一組即時影像，密集地作位移監測與補償校正。本單位在權衡治療準確度、病患暴露劑量與整體治療時間後，訂定临床上執行呼吸同步追蹤系統模式時，取即時影像之入射點間隔數為 4 個，本品保驗證程序亦是。但由先前的入射點間隔數實驗結果可知，入射點間隔數多少，在以原廠移動假體所執行的例行品保驗證程序中，並無顯著影響 ($P > 0.05$)。

另外，針對各運動方向的總位移誤差分析，此次只探討在三種運動方向上的總位移誤差，而無各運動方向中，個別方向的位移誤差分析。此部分將待日後有更大量的量測數據後，再加以分析探討。

電腦刀呼吸同步追蹤系統，不論於臨床治療上，或執行品保驗證程序時，即使是相同劑量，相同入射點數，整體執行時間都較電腦刀另外三種定位追蹤系統— 6 維頭顱追蹤模組 (6D Skull Tracking Mode)、6 維顱外標記追蹤模組 (6D Fiducial Tracking Mode) 與脊椎構造追蹤系統 (Xsight™ Spine Tracking System) 為長。主要是由於另外三種定位追蹤系統，在機械手臂控制單能量直線加速器，移動到每一個入射角度後，即開始治療；呼吸同步追蹤系統，則是在機械手臂控制單能量直線加速器，移動到每一個入射角度後，先開始配合呼吸運動作些微的震盪，再開始治療。從開始震盪到放射線射出，以肉眼觀察，約有

2 秒的延遲時間 (Delay time)，是故即使劑量與入射點數相同，呼吸同步追蹤系統的整體執行時間，都較電腦刀另外三種定位追蹤系統為長。



圖 16 呼吸同步追蹤系統之 6 維位移誤差

結論

例行之品保驗證程序顯示，電腦刀立體定位放射手術系統 (CyberKnife stereotactic radiosurgery system) 之呼吸同步追蹤系統 (Synchrony respiratory tracking system) 可降低呼吸運動的影響至理想程度，確實可有效地補償腫瘤因呼吸運動而造成的位移誤差。因此，吾人可預期用於臨床治療時，亦能克服呼吸運動所造成的影響，達到理想的療效。本文旨在呈現，本單位綜合原廠建議與臨床評估後，所制定的電腦刀呼吸同步追蹤系統例行品保驗證程序，並將相關經驗及實用性，藉由本文與各先進分享，期能於立體定位放射手術品保及臨床領域，盡到綿薄之力。

參考文獻

1. A. Mack, Heinz Czempel, Hans-Jurg Kreiner, Gerhard Durr, Berndt Wowra: Quality assurance in stereotactic space. A system test for verifying the accuracy of aim in radiosurgery. *Med. Phys.* 2002; 29: 561-568
2. Achim Schweikard, Hiroya Shiomi, John Adler: Respiration tracking in radiosurgery. *Med Phys.* 2004; 31: 2738-2741
3. F. CASAMASSIMA, C. CAVEDON, P.

- FRANCESCON, et al.: Use of motion tracking in stereotactic body radiotherapy: Evaluation of uncertainty in off-target dose distribution and optimization strategies. *Acta Oncologica* 2006; 45: 943-947.
4. Gerszten PC, Ozhasoglu C, Burton SA, et al.: CyberKnife frameless stereotactic radiosurgery for spinal lesions: clinical experience in 125 cases. *Neurosurgery* 2004; 55: 89-98.
 5. Hiroki Shirato, Yvette Seppenwoolde, Kei Kitamura, Rikiya Onimura, Shinichi Shimizu: Intrafractional tumor motion: Lung and liver. *Semin. Radiat. Oncol.* 2004; 14: 10-18
 6. Iris C. Gibbs, Pimkuan Kamnerdsupaphon, Mi-Ryeong Ryu, et al.: Image-guided robotic radiosurgery for spinal metastases. *Radiotherapy and Oncology* 2007; 82: 185-190.
 7. Jian-Yue Jin, Munther Ajlouni, Samuel Ryu, Qing Chen, Shidong Li, Benjamin Movsas: A technique of quantitatively monitoring both respiratory and nonrespiratory motion in patients using external body markers. *Med. Phys.* 2007; 34: 2875-2881
 8. Kubo HD, Len PM, Minohara S, et al.: Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center. *Med Phys* 2000; 27: 346-353.
 9. Kajiwara K, Saito K, Yoshikawa K, et al.: Image-guided stereotactic radiosurgery with the CyberKnife for pituitary adenomas. *Minim Invasive Neurosurg* 2005; 48: 91-96.
 10. Michael CS, Frank JB, David AL. Stereotactic Radiosurgery. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 54: AAPM 1995.
 11. Ohara K, Okumura T, Akisada M, et al.: Irradiation synchronized with respiration gate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 17: 853-857.
 12. Pantaleo Romanelli, David W. Schaal, John R. Adler: Image-Guided Radiosurgical Ablation of Intra- and Extra-Cranial Lesions. *Technology in Cancer Research and Treatment* 2006; 5: 421-428
 13. P.C. Gerszten, C. Ozhasoglu, S. A. Burton, et al.: Cyberknife frameless real-time image-guided stereotactic radiosurgery for the treatment of spinal lesions. *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 57: 370-371
 14. Philippe Giraud, Yann De Rycke, Bernard Dubray, et al.: Conformal radiotherapy (CRT) planning for lung cancer: analysis of intrathoracic organ motion during extreme phases of breathing. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2001; 51: 1081-1092.
 15. Kenneth E. Rosenzweig, Joseph Hanley, Dennis Mah, et al.: The deep inspiration breath-hold technique in the treatment of inoperable non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48: 81-87.
 16. Sonjy Dieterich, Jonathan Tang, James Rodgers, Kevin Cleary: Skin respiratory motion tracking for stereotactic radiosurgery using the CyberKnife. *International Congress Series* 2003; 1256: 130-136.
 17. S. M. Morrill, M. Langer, R. G. Lane: Real-time couch compensation for intra-treatment organ motion: Theoretical advantages. *Med. Phys.* 1996; 23: 1083
 18. T. Zhou, J. Tang, S. Dieterich, K. Cleary: A robotic 3-D motion simulator for enhanced accuracy in CyberKnife stereotactic radiosurgery. *International Congress Series* 2004; 1268: 323-328.
 19. Uematsu M, Shioda A, Suda A, et al.: Intrafractional tumor position stability during computed tomography (CT)-guided frameless stereotactic radiation therapy for lung or liver cancers with a fusion of CT and linear accelerator (FOCAL) unit. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48: 443-448.
 20. Yu C, Main W, Taylor D, et al.: An anthropomorphic phantom study of the accuracy of Cyberknife spinal radiosurgery. *Neurosurgery* 2004; 55: 1138-1149.
 21. 原著:William F. Ganong, 編譯:楊明杰等。Ganong 醫學生理學 Review of Medical Physiology。台北市:合記圖書出版社, 民國 89 年。

Quality Assurance Procedure for Synchrony Respiratory Tracking System of CyberKnife System

Chun-Yuan Kuo^{1,3} Jao-Peng Lin³ Hsiao-Mei Fu² Jia-Wei Lin² Chiu-Ping Chen¹
Hsiao-Wei Yu¹ Tao-Sang Chung¹ *Jo-Ting Tsai^{1,4}

¹ Department of Radiation Oncology, Taipei Medical University-associated Wan-Fang Hospital

² Cyberknife Center, Taipei Medical University-associated Wan-Fang Hospital

³ Institute of Medical Imaging, Yuan-Pei University of Science and Technology

⁴ Institute of Biomedical Engineering, National Yang-Ming University

Abstract

The purpose of this quality assurance procedure is to verify the treatment accuracy for Synchrony Respiratory Tracking System of CyberKnife system. This procedure can give us dose delivery accuracy estimation in organ moving in the clinical treatment. The CyberKnife system includes a 6MV medical linear accelerator mounted on a robotic arm, a target locating system, a 6D automatic motion couch, and an infrared Synchrony Respiratory Tracking System. Motion phantom can simulate patients' breathing cycle which includes two kinds of movements, abdomen surface motion and inside organ motion. Film (Gafchromic dosimetry film-media type MD-55) and ball-cube are used for the routine procedure of quality assurance. IR-synchrony camera array and IR-tracking markers can monitor patient's chest and abdomen surface motion during respiratory cycle. The results of End to End test could give us the error estimation of this system. The accuracy error (total targeting error) of quality assurance procedure for Synchrony Respiratory Tracking System of CyberKnife system must be smaller than 1.5 mm. The data of our quality assurance procedure is smaller than 1 mm. The total targeting error of the system with this QA procedure is obviously smaller than the standard value (p value of the t-test is smaller than 0.005 with $P = 0.0016$). Mechanical error and personal technique may affect the accuracy of the Synchrony Respiratory Tracking System. The routine procedure of quality assurance shows, the Synchrony Respiratory Tracking System of CyberKnife system can reduce the influence of breath to ideal level, and can compensate the displacement error causing by breathing motion efficiently.

Keywords: Synchrony respiratory tracking system, Motion phantom, Ball-cube, End-to-End test