

電腦刀呼吸同步追蹤系統應用於放射治療之評估

郭駿驥^{1,5} 林家瑋^{2,4} 蕭安成^{1,7} 余孝緯² 陳尚文⁸
鍾道生¹ 陳秋萍¹ 林招彭⁵ 蔡若婷^{1,3,6}

台北醫學大學·市立萬芳醫院 ¹放射腫瘤科 ²電腦刀治療中心

台北醫學大學·署立雙和醫院 ³放射腫瘤科 ⁴神經外科

⁵元培科技大學 影像醫學研究所

⁶國立陽明大學 醫學工程研究所

⁷台北醫學大學附設醫院 放射腫瘤科

⁸中國醫藥大學附設醫院 放射腫瘤科

目的：驗證與探討電腦刀呼吸同步追蹤系統，在腫瘤因呼吸而造成週期性移動下，治療位置準確度與治療範圍的變化情形，評估該系統於臨床治療上之貢獻及其相關影響。

材料與方法：本研究使用具有呼吸同步追蹤功能的電腦刀立體定位放射手術系統。使用移動假體 (Motion phantom) 模擬病患治療位置因呼吸而移動情形。此假體配置一個由旋轉軸帶動之平台，可作前後方向運動，平台上可供放置內含驗證片的全系統測試用球形立方體。驗證片使用 MD-55 膠片，掃描驗證片使用 Epson expression 1680 穿透式平板掃描器。空間位置準確度驗證之分析軟體為 End to End test。臨床病患劑量分佈驗證之分析軟體則為 Film QA。空間位置準確度分析分靜態、運動不補償及運動自動補償等三種條件進行，由假體靜止狀態到假體移動同時啟動治療設備作動態自動補償，評估電腦刀在各種情況下執行治療計畫時的空間位置準確度情形。在治療位置運動誤差及動態自動補償誤差的評估方面，設計了兩個臨床狀況實驗：一、呼吸週期中不同位置，二、變化呼吸頻率取定位影像之治療準確度評估。臨床劑量驗證則針對肺部、肝臟與攝護腺三個部位，各選擇一位病患之電腦治療計畫，以 MD-55 劑量驗證膠片， γ 數值評估方法 (3%, 3 mm)，比對在腫瘤中心點所在的軸狀切面 (axial) 及矢狀切面 (sagittal) 劑量量測結果與電腦治療計畫計算結果之差異。

結果：假體靜態條件，平均誤差為 0.42 ± 0.06 mm。假體週期運動時，在呼吸週期不同時間點取像的情況下，運動不校正補償與運動校正補償條件下之平均誤差分別為 7.59 ± 5.14 mm 與 0.35 ± 0.10 mm， p 值小於 0.0001。在變化呼吸頻率的情況下，每分鐘 20 次與每分鐘 15 次之平均誤差差距僅有 0.12 mm， p 值為 0.11。臨床病患劑量驗證，肺部、肝臟與攝護腺三組臨床病患之軸狀切面與矢狀切面之 2 維劑量驗證， γ 數值評估方法的通過率皆高於 99%。

結論：在本研究的分析中，電腦刀呼吸同步追蹤系統之空間位置準確度誤差小於 0.5 mm，符合立體定位放射手術治療對於空間位置準確度之要求。在處理治療位置會因呼吸而移動的病患時，執行此系統，將可大幅減少照射的範圍，有效降低正常組織的傷害。在臨床病患劑量驗證實驗中，劑量分佈之準確性亦可充分滿足臨床治療的要求。然而使用本系統的治療時間常須 1.5~2.5 小時，易使病患因久躺不耐而躁動，影響治療位置的準確性。臨床應用時，應斟酌病患的穩定度適當使用即時影像導引的功能，確保治療的品質。

[放射治療與腫瘤學 2011; 18(1): 1-15]

關鍵詞：電腦刀、呼吸同步追蹤系統、影像導引系統、移動假體

前 言

立體定位放射手術 (Stereotactic Radiosurgery, SRS) 早期用於治療腦部病變，多採單次治療方式，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具有迅速陡降的特性，可讓周邊的正常組織傷害減至最低 [3,10,13,22]。1951 年 Dr. Lars Leksell 所研發的伽馬刀 (Gamma Knife) 為最早的立體定位放射手術設備 [1,18]。伽馬刀主要是由 201 顆 Co-60 射

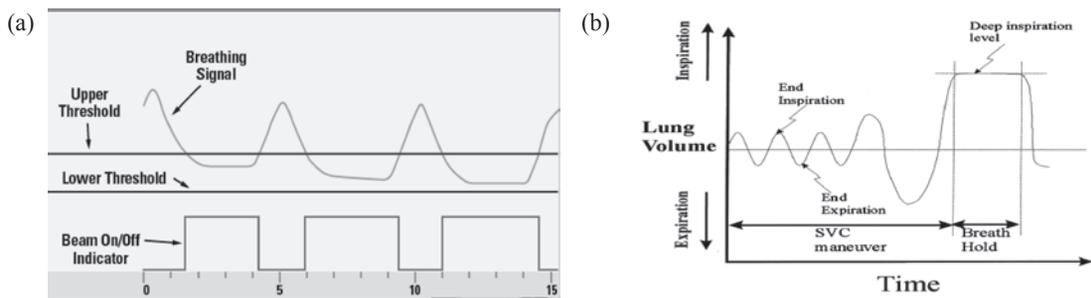
2010年3月3日受理。2010年7月13日接受刊載。

抽印本索取者：蔡若婷醫師 台北市文山區興隆路三段111號 台北醫學大學·市立萬芳醫院 放射腫瘤科

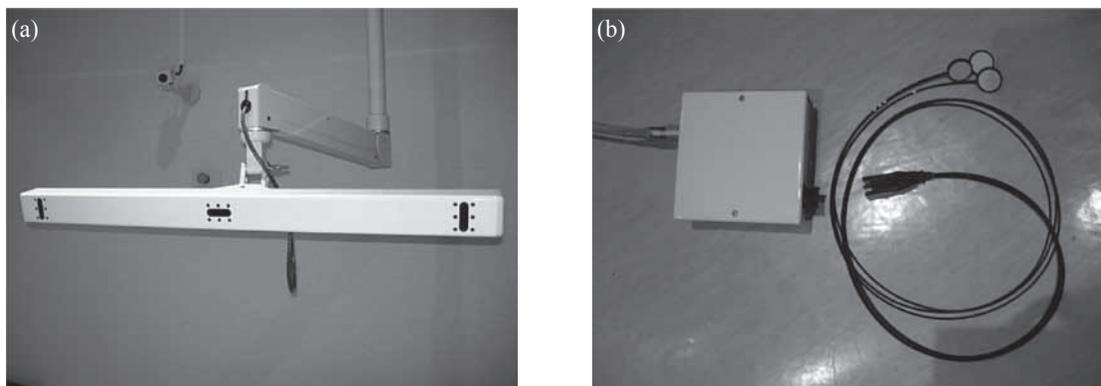
源所組成，可選擇201個不同的射束方向治療腫瘤。1982年O. Betti和F. Colombo將立體定位的技術配合直線加速器，發展成一般所稱的光子刀(X-Knife)。1992年John Alder參考國防工業巡弋飛彈技術之觀念，將單一能量(6 MV)直線加速器加裝於機械手臂上，利用即時影像導引追蹤系統來治療腫瘤，此設備稱為電腦刀(CyberKnife®) [2]，電腦刀於2001年獲FDA許可後，開始用於人體各部位之治療 [23]。

放射線治療癌症發展至今，為提升治療率與存活率，並減少正常組織併發症發生，近年來多致力於提高腫瘤劑量，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。在人體各部位腫瘤中，若是其位置會受到呼吸運動而影響

者，腫瘤位置之再現性相對較差，以致於影響放射治療準確度，進而影響治療之效果。針對此一問題，發展出呼吸柵控(respiratory gating) [9,16] 或呼吸閉控(breath holding) [17,21] (圖一) 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，當呼吸週期落於此閾值內，才啟動放射線治療。亦即在每一次呼吸週期中，約僅有一半的時間可用於治療，因此整體治療時間會因而拉長，而治療時間的拉長，臨床上易造成病患躁動與不安，影響治療準確度。另外，breath holding技術亦不適用於一些年長、虛弱及有肺部疾病等無法自主配合呼吸調控的患者。



圖一 (a) 呼吸柵控技術 (respiratory gating technique)，射束的開關 (Beam on/off) 配合呼吸變化的訊號 (Breathing Signal) 設定閾值 (Upper/Lower Threshold)，在閾值內啟動射束可確保治療位置因呼吸而移動的程度在評估範圍內。(b) 呼吸閉控技術 (breath holding technique)，透過監測病患呼吸變化的訊號，於啟動射束期間要求病患深呼吸且閉氣 (Deep inspiration and Breath Hold)，達到降低治療位置因呼吸而移動的影響。



圖二 呼吸同步追蹤系統 (Synchrony respiratory tracking system) — (a) 紅外線同步感應器 (IR-synchrony camera array) (b) 紅外線追蹤標記 (IR-tracking markers)

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, SRTS) (圖二)，藉由紅外線同步感應器 (IR-synchrony camera array) 偵測病人胸腹部上之紅外線追蹤標記 (IR-tracking markers) 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 (Target locating system, TLS) 擷取腫瘤內部植入之金屬標誌物即時影像，建立呼吸監測模式 (圖三)。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振盪動作，作3維之呼吸位移補償校正，如此便可在病患自然呼吸的情況下，持續提供準確的治療，不須為配合呼吸而間斷治療，導致整體治療時間的延長。電腦刀SRTS技術，相較於上述respiratory gating及breath holding技術，SRTS在重疊的入射角度照射時，同步追蹤照射腫瘤，同時將可減低腫瘤周圍正常組織照射位置不確定性，與危急器官之劑量。

電腦刀立體定位放射手術，和傳統以直線加速器執行之最主要不同點，在於直線加速器使用等中心點技術 (isocentric technique)，而電腦刀立體定位放射手術，藉著靈活的機械手臂，除了可採等中心點治療技術外，亦可使用非等中心點技術 (non-isocentric technique)，使射束給予的位置及角度有更多的彈性，有機會增加劑量包覆的順形度，降低正常組織之傷害。

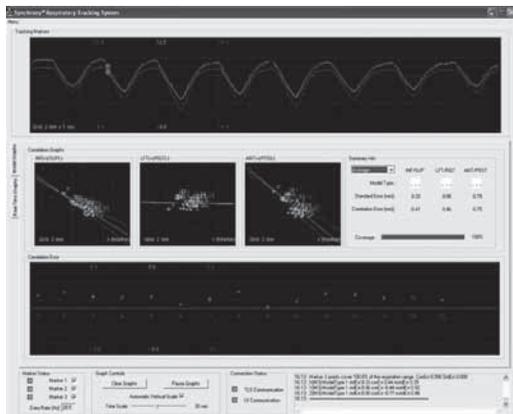
電腦刀系統，係搭配合適的治療用準直錐筒

(Collimator) 執行治療。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錐筒，治療計劃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)，計算出每一個放射線入射的三度空間照射點 (node) 之方向和該射束所照射的劑量。治療用準直錐筒之照野直徑大小，由5 mm到60 mm，共12種 (圖四)。

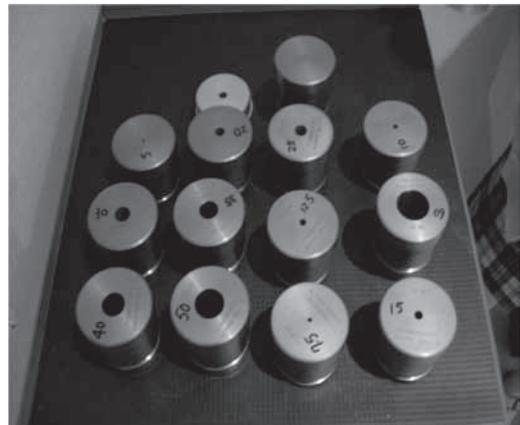
放射手術相關技術研究通常針對如下三方面議題進行研究：(1) 3D影像設備定位準確性驗證，(2) 劑量驗證，(3) 系統之機械性空間位置準確度驗證等 [11]。本研究之目的，為驗證與探討電腦刀SRTS，在腫瘤器官因呼吸而造成規律移動下，治療位置準確度與治療範圍的變化情形，評估該系統於臨床治療上之貢獻及其相關影響。

材料與方法

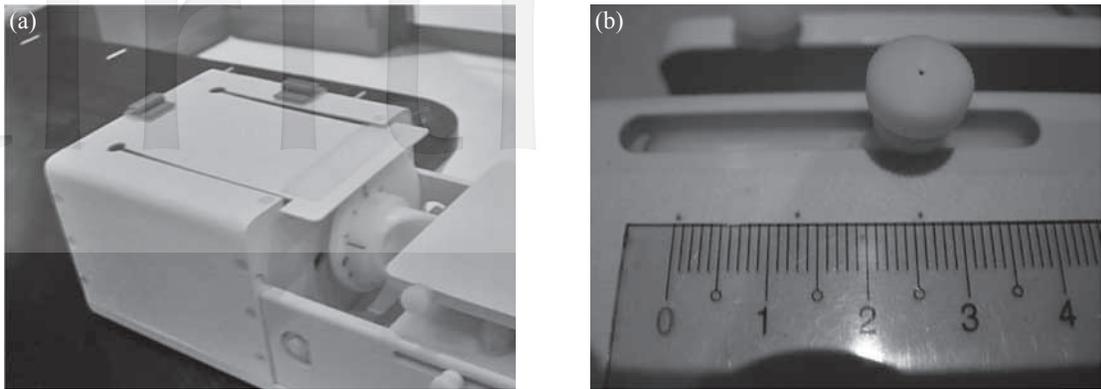
電腦刀立體定位放射手術系統，係由一部6 MV直線加速器裝載於一個具6維自由度運動之機械手臂上，配合：(1) 影像導引系統，一對互成直角的診斷能量X光機與數位成像系統，可擷取兩組各為傾角45°之即時影像；(2) 6維校正功能之治療床；(3) SRTS系統，電腦刀SRTS以紅外線作呼吸偵測，監測胸腹部呼吸起伏變化，所取得的呼吸波段訊號，配合影像導引系統之即時影像，用以建立呼吸監測模



圖三 呼吸同步追蹤系統 (Synchrony respiratory tracking system) 之呼吸監測模式

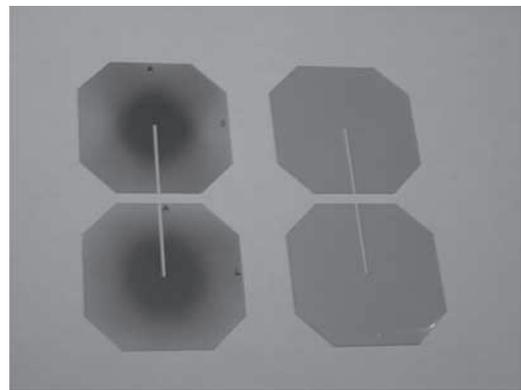


圖四 治療用準直錐筒 (Collimator)



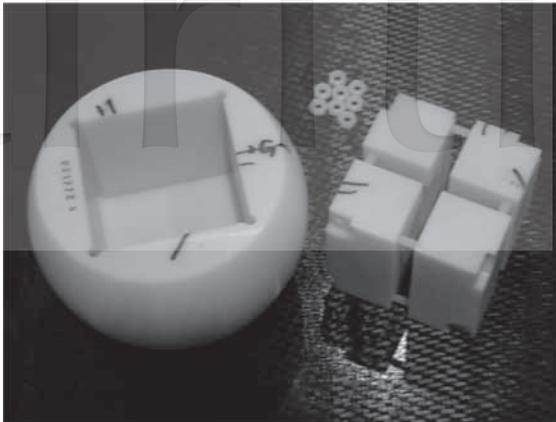
圖五 移動假體 (Motion phantom) – (a) 假體綜觀圖 (b) 模擬內部腫瘤平台，最大位移距離約為2.6 cm。

式，供機械手臂作呼吸校正補償用。此呼吸監測模式可使電腦刀機頭於治療時，隨胸腹部的呼吸起伏變化，作些微的振盪動作，以補償因呼吸運動造成的位移 [4,5,23]。電腦刀之影像導引系統，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。機械手臂在移動單能量直線加速器到每個入射點時，會依據該誤差值作該方向的位移校正。而執行SRTS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誌物之即時影像，與紅外線偵測所取得的呼吸波段訊號，建立呼吸監測模式—依據紅外線呼吸偵測取得呼吸波段訊號（時間關係），配合影像導引系統所取得的體內金屬標誌物位置之即時影像（空間關係），計算出金屬標誌物隨時間變化的情形，進而可令電腦刀機頭做出與腫瘤相同的運動狀態，即如同呼吸起伏般的振盪動作，以補償呼吸運動所造成的位移。其中前後（頭尾）方向、上下方向、左右方向等三種運動方向的正負相關性，乃SRTS令機械手臂控制直線加速器，於治療中作振盪補償的依據。本研究使用移動假體 (Motion phantom) (圖五) 模擬病患治療位置因呼吸而移動的情形，此假體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。模擬人體胸腹部表面運動的部分，為一個一端連接假體主體，另一端懸空且其下方由一橢圓型轉盤支撐的金屬片，藉著旋轉軸帶動橢圓型轉盤，可作有傾斜角度之上下方向 (anterior / posterior) 運動，其表面裝有魔術粘，供使用者黏貼紅外線發射器之用。而模擬內部器官移動部分，為一個由旋轉軸帶動之平

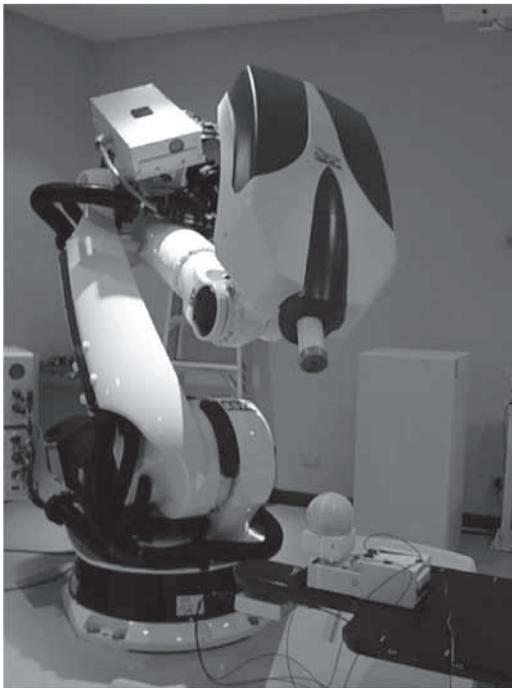
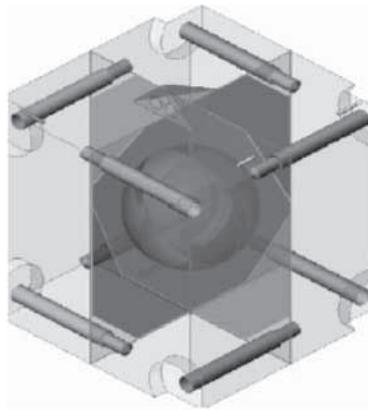


圖六 照射前後之驗證片 (MD-55 Gafchromic film)

台，可作前後方向 (superior / inferior) 之運動，其總運動距離，即為所模擬之內部腫瘤器官，因呼吸運動而產生的最大位移，約為2.6 cm。平台上可供放置內含驗證片的全系統測試用球型立方體。移動假體往復運動可作不同頻率之調整，最高頻率為一分鐘20次。驗證片使用 MD-55 Gafchromic dosimetry film (圖六)，大小為 $6.35 \times 6.35 \text{ cm}^2$ ，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，裝載於球型立方體 (E2E test ball-cube) (圖七) 內，供例行全系統品保驗證測試 (End-to-End test) 使用。本研究的空間位置準確度實驗亦使用 End to End test 程序及分析軟體分析實驗資料。掃描驗證片使用 Epson expression 1680 穿透式平版掃描器。臨床病例劑量分佈驗證之分析軟體則為 Film QA。



圖七 球型立方體 (Ball-cube)



圖八 全系統測試 (End-to-End test)



圖九 於移動假體上裝配兩個 SRTS 的紅外線追蹤標記。

A. 空間位置準確度分析

於移動假體之平台上裝載內含純金標誌物的球型立方體與保麗龍，為避免在取得即時影像時，有金屬干擾，球型立方體與移動平台須距離約 7.5 cm。在靜態的情形下（所選擇相位角度為 0° ，模擬內部器官移動之平台置於 superior 方向，模擬病患於吐氣終點時閉氣的情形），執行電腦斷層掃描。同時以該組模擬定位電腦斷層影像設計電腦治療計畫。治療計畫使用 25 mm

準直錐筒，單次放射線劑量為 30 Gy，取 70% 等劑量曲線為處方劑量曲線。電腦治療計畫完成後於移動假體上執行全系統測試（圖八）。

移動假體模擬病患的呼吸運動，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 [24]，呼吸運動造成的腹部表面振幅較胸部表面為大 [6,8,12,20]，所造成的內部腫瘤位移變化，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 的位移變化 [12,19]。移動假體裝載著內有驗證片與純金標誌物的球型立方體，並於移動假體上裝配兩個 SRTS 的 IR-tracking markers（圖九），以供 SRTS 作偵測。同時依下列之實驗設計流程，選擇性地啟動移動假體，與有選擇性地執行電腦刀 SRTS。藉驗證片上之黑化度資料，使用 End to End test 分析軟體，驗證電腦刀之機械

性準確度，及評估 SRTS 補償呼吸運動之能力。

本研究之空間位置準確度主要分為三個條件分析，各條件執行方法如下：

1. 靜態條件，不啟動移動假體，亦不執行電腦刀 SRTS，將治療計劃實際執行於假體。在沒有呼吸運動的影響下，量測得到治療計劃的劑量分佈資料。執行此實驗流程時，以每4個node取一組即時影像，並將模擬內部器官移動之平台，分別停置於移動軌道之兩端與中心點，各執行1次治療計劃照射，總計量測得到3組實驗數據。

2. 運動不補償條件，啟動移動假體，但不執行電腦刀 SRTS，而是以金屬標誌物定位追蹤系統來執行定位，將治療計劃實際執行於假體。在有呼吸運動之影響下，量測得到假體運動狀態下的治療計劃劑量分佈。

3. 運動自動補償條件，啟動移動假體，並執行電腦刀 SRTS，將治療計劃實際執行於假體。在有呼吸運動影響，並使電腦刀作同步呼吸運動校正補償的情形下，量測得到運動假體校正補償後之劑量分佈。

除靜態條件外，在治療位置運動誤差及動態自動補償的評估方面，依臨床實際可能面對的狀況，設計兩項實驗流程，以評估電腦刀在該項臨床狀況對於治療準確度的影響。

A-1. 呼吸週期中不同位置取定位影像之治療準確度評估

本院於臨床治療時，用於製作電腦治療計畫所取的電腦斷層影像，通常為病患在吐氣終點時的影像。但於實際執行治療時，並無請病

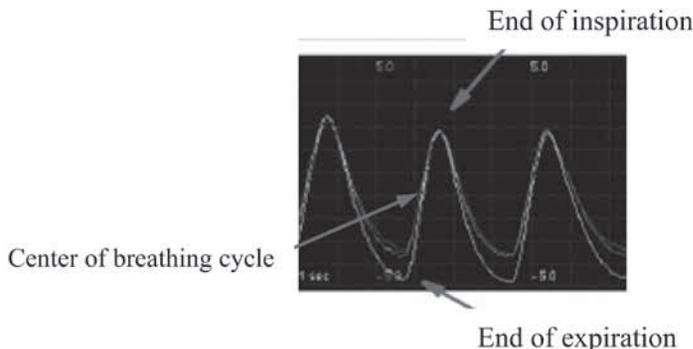
患調整呼吸以配合取像及治療，故本實驗欲瞭解電腦刀在治療前所取得的定位即時影像，其取像時間點對於治療準確度的影響為何？動態呼吸自動補償模式能否準確掌握呼吸週期，準確控制治療射束配合治療位置的移動，達到 SRS 對於治療位置高準確度的要求。

不同定位取像位置的實驗，設計假體移動平台分別位於運動軌道之前後（superior / inferior）兩端點及正中心點三處。平台起始位置位於正中心點時，中心前後振幅距離各為 1.3 cm，此處設定為呼吸週期中心位置（center of respiratory cycle）時的影像。平台起始位置位於前後兩端點時，平台總位移距離皆為 2.6 cm，但運動之方向不同，此二處為設定所取到的定位即時影像為呼吸週期到達吐氣或吸氣終點（end of expiration / inspiration）時的影像（圖十）。

於確認移動平台之起始位置後，始執行電腦刀 SRTS 機械性準確度實驗流程中的運動不補償與運動自動補償條件。兩條件的3個定位取像時間點位置，都各執行3次實驗流程，如此兩條件各得9組實驗結果，以雙因子變異數分析（Two-way ANOVA），分析兩條件實驗結果之差異。

A-2. 變化呼吸頻率之定位準確度評估

針對週期移動的治療位置，較大的振幅與較高的頻率，將造成較嚴重的位移誤差 [23]。本研究針對移動頻率的問題，將假體移動平台的頻率改為每分鐘 20 次，比較前此實驗所用每分鐘 15 次所得結果，以 t-test 分析兩階段實驗的差異。探討電腦刀 SRTS 因應頻率變化的能力。因移動



圖十 以移動假體模擬人體呼吸週期到達吐氣終點（end expiration）、吸氣終點（end inspiration）與中心位置（center of breathing cycle）時之位置。

假體只能做不同頻率之調整，無法改變振幅，故在本研究中，沒有探討振幅變化的問題。

B. 臨床病例驗證實驗

萬芳醫院自94年9月成立電腦刀治療中心，至98年12月底止，已治療954個病例。其中，顱內病例，如：動靜脈畸形、腦下垂體腫瘤、三叉神經痛等共607例；顱外病例，如：肺癌、肝癌、攝護腺癌等共347例。自96年1月進行軟硬體升級至98年12月，運用SRTS執行電腦刀立體定位放射手術之病患有21例，肺癌4例，肝癌及肝轉移共8例，攝護腺癌9例。

由上述之病例統計可知，本單位所執行的電腦刀SRTS，主要針對肺部、肝臟與攝護腺三個部位。故本實驗乃針對上述三個部位，各選擇一位病患，將其臨床電腦治療計劃，套用在移動假體上（圖十一），保留當初電腦治療計劃中的參數，製作一專供移動假體使用的電腦治療計劃，執行本驗證實驗。實驗以MD-55劑量驗證膠片執行，以相同批號的MD-55膠片建立劑量校正曲線，膠片掃描同樣使用Epson expression 1680平版式掃描器，劑量分析使用FilmQA軟體，比

對2維量測結果與電腦治療計畫之差異，評估劑量差異使用 γ 數值分析方法[15]，設定 γ 數值條件（criteria）為評估點位置之劑量誤差 $\leq 3\%$ ，所評估劑量點的位置誤差 $\leq 3\text{mm}$ 。

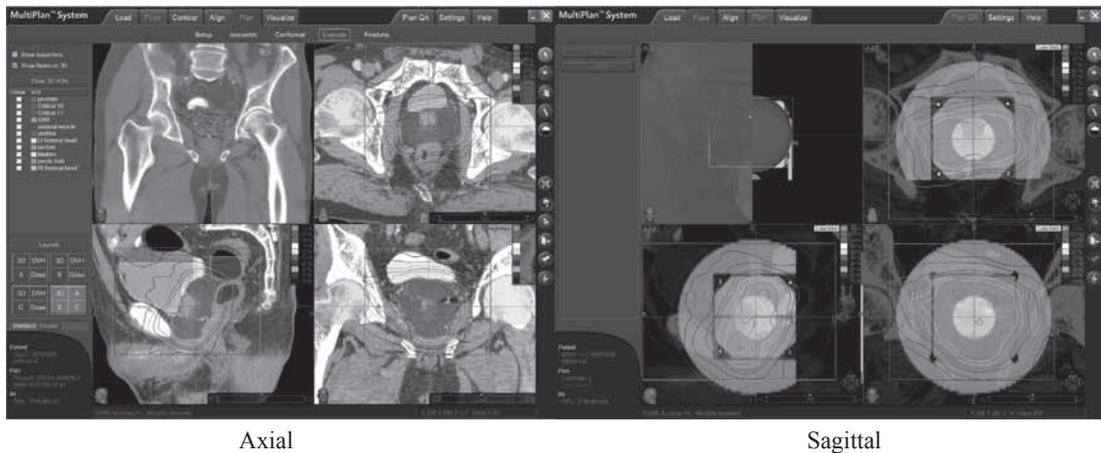
結 果

A. 空間位置準確度

靜態條件實驗結果如表一所示，在不同時間點取像的空間位置準確度誤差皆小於0.5 mm，平均誤差為 $0.42 \pm 0.06 \text{ mm}$ ，由此可知電腦刀在針對非移動物體的空間位置準確度。

A-1. 呼吸週期中不同位置取定位影像之治療準確度評估

運動不補償與運動自動補償條件所得之整體空間位置準確度誤差結果列示於表二。運動不補償條件之平均誤差為 $7.59 \pm 5.14 \text{ mm}$ ，運動自動補償條件之平均誤差為 $0.35 \pm 0.10 \text{ mm}$ 。兩階段實驗結果，以Two-Way ANOVA分析，p值遠小於0.01（ $p = 1.49 \times 10^{-12}$ ），顯見兩階段實驗



圖十一 將臨床電腦治療計劃，套用於移動假體上。

表一 靜態條件，不執行呼吸同步追蹤系統之空間位置準確度誤差實驗結果

（單位：mm）

入射點間隔數	起始位置	呼吸週期中心	吐氣終點	吸氣終點
4		0.49	0.40	0.38
平均誤差 0.42 ± 0.06				

表二 在不同起始位置，運動不補償條件與運動自動補償條件之實驗結果 (單位：mm)

起始位置	運動不補償條件			運動自動補償條件		
	1	2	3	1	2	3
呼吸週期中心	0.88	0.77	0.61	0.46	0.20	0.33
		0.76 ± 0.14			0.33 ± 0.13	
吐氣終點	10.56	11.14	10.90	0.36	0.47	0.45
		10.86 ± 0.29			0.42 ± 0.06	
吸氣終點	11.68	10.87	10.94	0.23	0.34	0.34
		11.16 ± 0.45			0.30 ± 0.06	
	不同位置平均誤差 7.59 ± 5.14			不同位置平均誤差 0.35 ± 0.10		

表三 呼吸週期頻率變化之準確度差異實驗結果 (單位：mm)

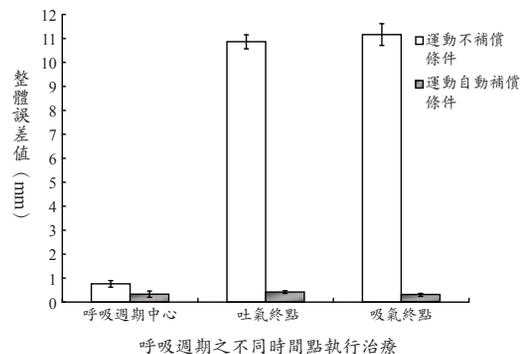
頻率 (次/分)	起始位置	呼吸週期中心	吐氣終點	吸氣終點
15		0.33	0.43	0.30
20		0.41	0.56	0.45

之整體準確度誤差所得結果有顯著差異。

若就呼吸週期中，不同時間點取像執行治療之準確度誤差作比較 (圖十二)，在運動不補償條件下，若在呼吸週期中心位置取像，劑量分佈中心點的平均誤差為 0.76 ± 0.14 mm；若在吐氣終點取像，平均誤差為 10.86 ± 0.29 mm；在吸氣終點取像，平均誤差為 11.16 ± 0.45 mm。若啟動同步呼吸自動運動校正補償，在呼吸週期中心位置取像，平均誤差為 0.33 ± 0.13 mm；吐氣終點，平均誤差為 0.42 ± 0.06 mm；吸氣終點，平均誤差為 0.30 ± 0.06 mm。實驗結果顯示，電腦刀同步呼吸自動運動校正補償的功能，無論在呼吸週期中任何位置取定位影像，皆能準確追蹤移動中的標誌物，整體誤差小於 0.5 mm。

A-2. 呼吸週期頻率變化之準確度差異實驗結果

呼吸頻率變化實驗之結果列示於表三。實驗結果顯示即使頻率由每分鐘 15 次調高到每分鐘 20 次，在任一個平台起始位置，所得之實驗結果，治療位置的整體誤差仍可小於 0.7 mm。



圖十二 建立呼吸監測模式前，在呼吸週期中不同時間點取像執行治療之差異比較。

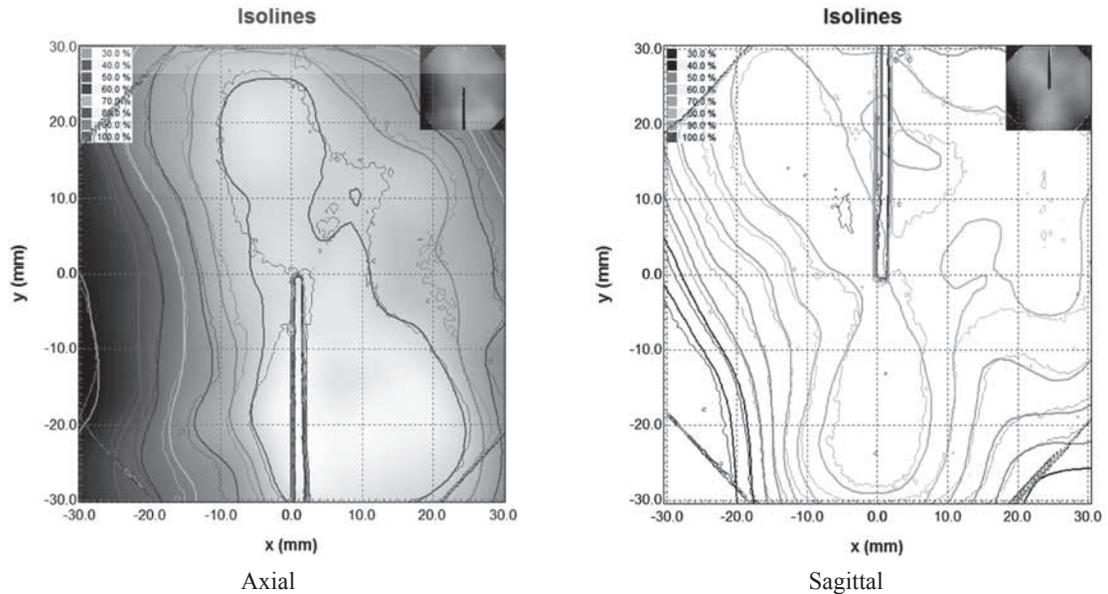
兩組實驗結果以 t-test 分析，p 值大於 0.05 ($p = 0.11$)，可見兩組實驗結果無顯著差異。顯示電腦刀 SRTS 在呼吸頻率每分鐘 15 ~ 20 次的情形下，空間位置準確度仍可維持在 0.7 mm 以內。

B. 臨床病例驗證實驗結果

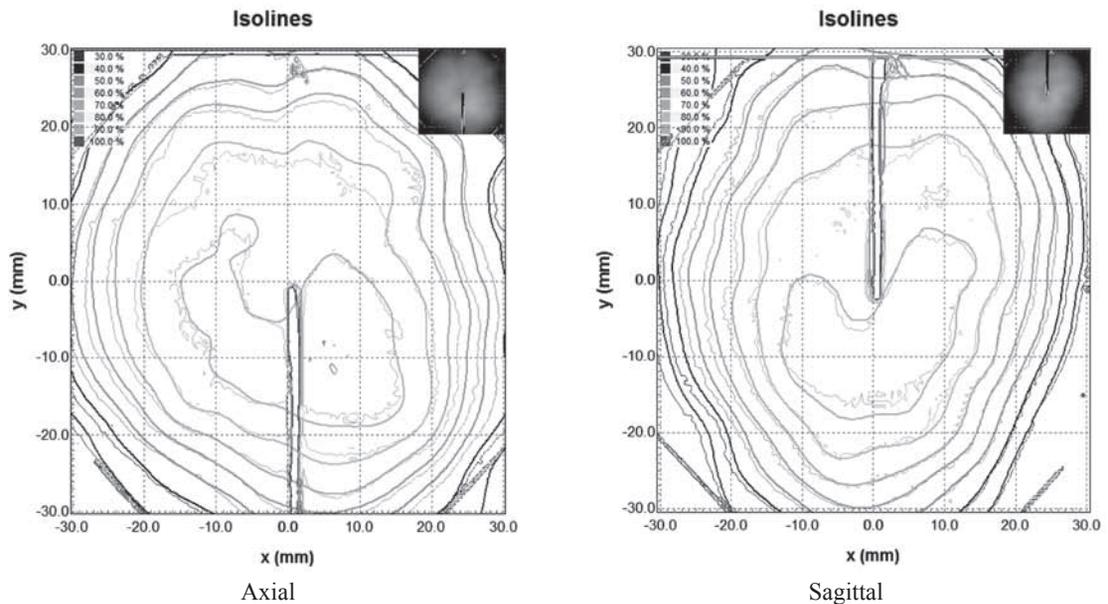
肺癌病患之電腦治療計畫總劑量為 45 Gy，分次次數為 3 次，處方劑量選擇等劑量曲線 83% 之位置。準直錐筒尺寸為 20 mm，腫瘤體積

為 55.71 c.c.。劑量驗證結果如圖十三所示。粗實線為電腦治療計畫之劑量曲線，細實線為以 MD-55 膠片量測之劑量分佈曲線。在 γ 數值評

估設定為 3%，3 mm 的情形下，軸狀切面 (Axial view) 與矢狀切面 (Sagittal view) 的合格率分別有 99.38% 與 99.14%。



圖十三 肺癌病患之臨床病例驗證實驗結果，粗實線為原電腦治療計畫之劑量曲線，細實線為 MD-55 上之劑量曲線。Gamma criteria 為 3%，3 mm，Axial view 與 Sagittal view 分別有 99.38% 與 99.14% 合格率。



圖十四 肝癌病患之臨床病例驗證實驗結果，粗實線為原電腦治療計畫之劑量曲線，細實線為 MD-55 上之劑量曲線。Gamma criteria 為 3%，3 mm，Axial view 與 Sagittal view 分別有 99.67% 與 99.84% 合格率。

肝癌病患之電腦治療計畫總劑量為 33 Gy，分次次數為 3 次，處方劑量選擇等劑量曲線 76% 之位置。準直錐筒尺寸為 20 mm，腫瘤體積為 39.14 c.c.。驗證結果如圖十四所示。在相同的 γ 數值評估設定條件下，軸狀切面與矢狀切面分別有 99.67% 與 99.84% 的合格率。

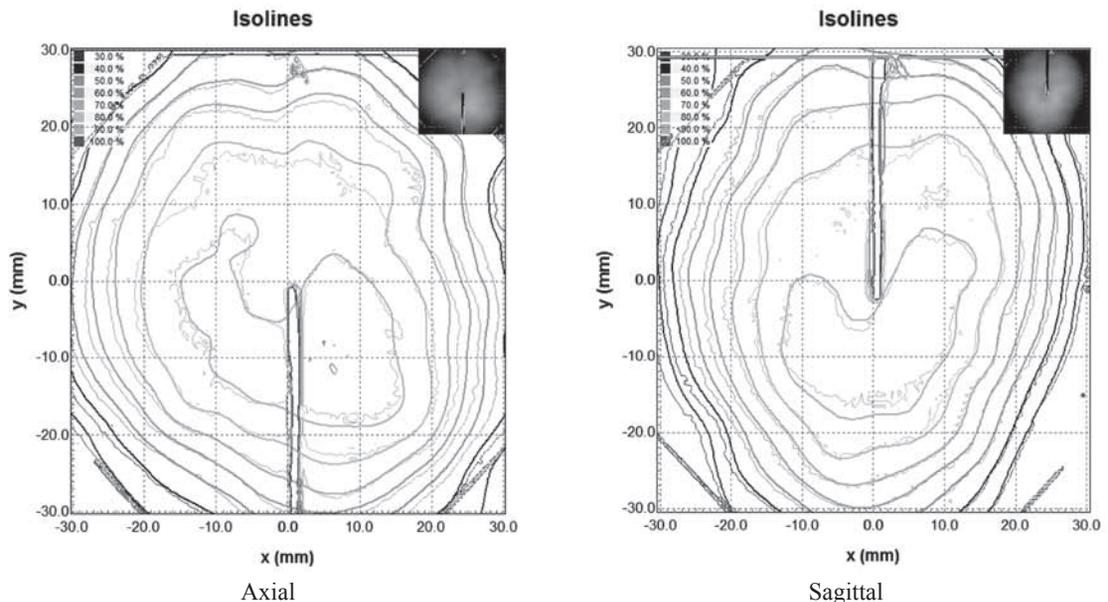
攝護腺癌病患之電腦治療計畫總劑量為 37.5 Gy，分次次數為 5 次，處方劑量選擇等劑量曲線 81% 之位置。準直錐筒尺寸為 20 mm，腫瘤體積為 76.15 c.c.。驗證結果如圖十五所示。 γ 數值評估設定條件相同，軸狀切面與矢狀切面分別有 99.90% 與 99.94% 的合格率。

討 論

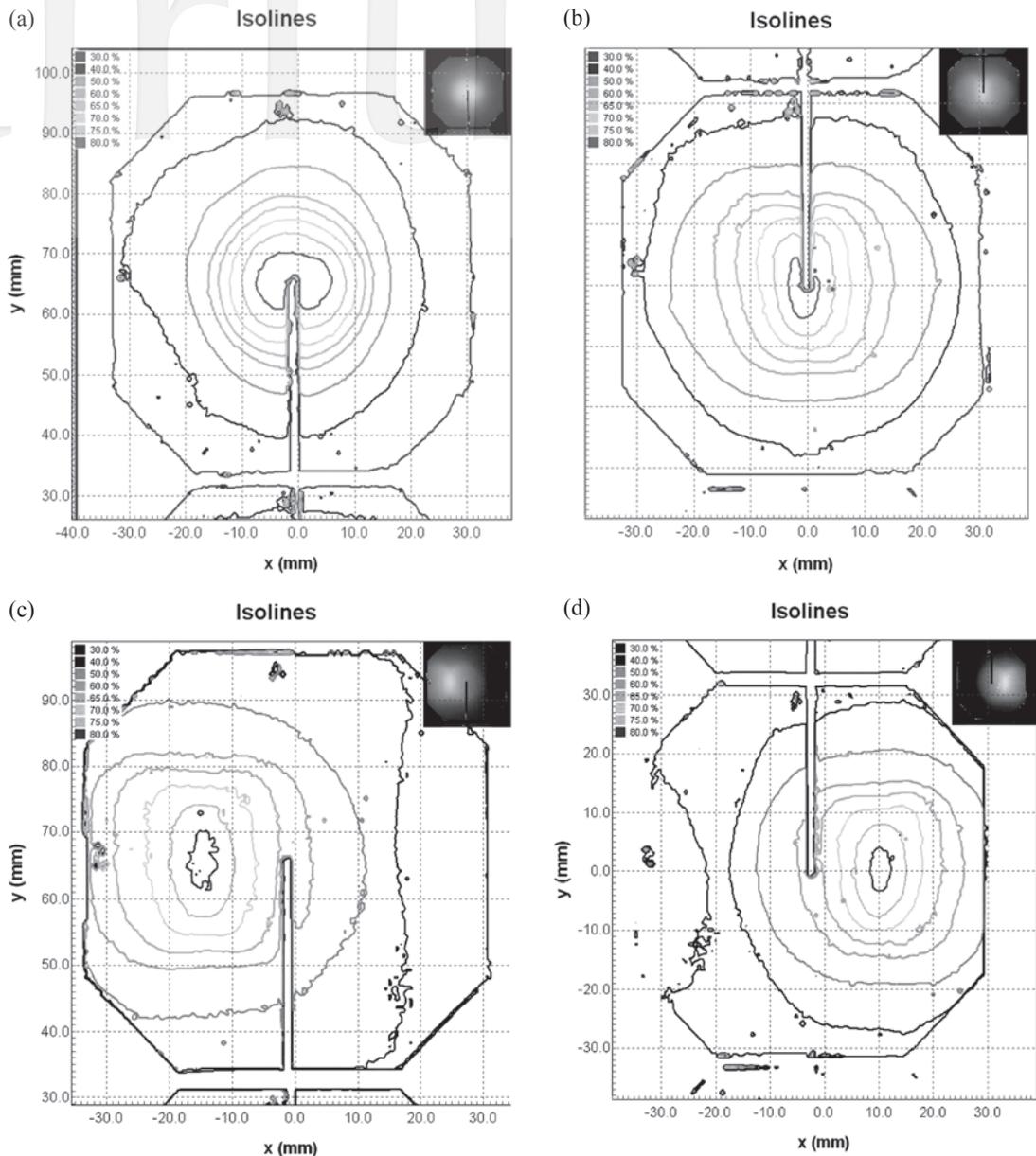
由相關文獻可知，呼吸運動造成的腹部表面振幅較胸部表面為大 [6,8,12,20]，所造成的內部腫瘤位移，在上腹部可大於 3 cm，在下腹部器官，如男性前列腺處，也有 1 cm 的位移 [14,19]。在以往放射治療中，面對此種無可避免的位移，皆是以加大治療範圍的方式，來求得適當的腫瘤控制率，但相對地也增加了正常組

織併發症發生的機率。電腦刀 SRTS，就如同現今所有欲改善呼吸運動影響的治療技術與設備一樣，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。本研究之實驗數據顯示，電腦刀 SRTS 之機械性準確度可小於 0.7 mm，符合 SRS 對準確度之要求。在臨床病例劑量驗證實驗中，劑量分佈之準確性亦可滿足臨床治療的要求。

實驗分析顯示，在呼吸運動的情形下，若不作 SRTS 呼吸補償校正時，將造成劑量分佈曲線偏移的情形（圖十六）。模擬內部器官移動平台的起始位置，若是位於呼吸週期的中心時，劑量曲線分佈會有向前後方向（superior / inferior）擴散情形，造成劑量曲線分佈範圍擴大。在此條件下量測分析所得平均值之差異為 0.43 mm，乃因 End to End test 分析軟體只針對劑量分佈中心點作分析之故，然而從圖十六可明顯瞭解，實際治療時仍將造成整體劑量分佈分散的情形。因此，空間位置準確度分析也應與臨床病例劑量驗證相同，除了點位置外，應加上平面空間劑量位置的分析，方可得到完整的分析資料。此外，起始位置若是位於呼吸週期的



圖十五 攝護腺癌病患之臨床病例驗證實驗結果，粗實線為原電腦治療計畫之劑量曲線，細實線為 MD-55 上之劑量曲線。Gamma criteria 為 3%, 3 mm，Axial view 與 Sagittal view 分別有 99.90% 與 99.94% 的合格率。



圖十六 以 SRTS 令電腦刀作呼吸補償校正與否，劑量曲線分佈擴大與偏移的情形。(a)以 SRTS 令電腦刀作呼吸補償校正。(b) 定位即時影像之取像時間點位於呼吸週期中心位置、(c) 吐氣終點、(d) 吸氣終點時，不作呼吸補償校正。

吐氣終點與吸氣終點時，劑量曲線分佈則會向前方與後方偏移。非但造成劑量曲線分佈範圍擴大，原治療中心點處的劑量亦會不足，原高劑量區也向前方與後方偏移。

在本研究的呼吸週期頻率變化實驗結果(表四)中發現，即使頻率由每分鐘 15 次調高到每分鐘 20 次，兩組實驗結果之平均值差距僅 0.12

mm ($p = 0.11$)，兩組實驗結果無顯著差異，顯示呼吸頻率在每分鐘 20 次及每分鐘 20 次以下者，SRTS 對其呼吸運動皆能有效的作運動補償。只是，移動假體的最高頻率只能達每分鐘 20 次，亦無法改變振幅，因此本實驗無法模擬出所有臨床上可能之呼吸變化，例如臨床病患可能因緊張、疼痛、肺部疾病等因素，而使呼

吸變得急促或變得斷斷續續等的臨床狀況，礙於實驗配備的功能，無法完全予以模擬，以致無法完整地呈現與量化 SRTS 於臨床上呼吸週期持續變化時的補償能力。在目前臨床應用上，SRTS 仍是以追蹤及預測規律之呼吸運動的方式執行治療，若遇一顯著的呼吸變化，SRTS 會令電腦刀停止治療，待再次取得即時影像作確認後，才能繼續執行治療。若有需要，亦可重建呼吸監測模式再執行治療。

本研究曾針對 node 數設計實驗，發現以移動假體模擬呼吸運動的情形下，在治療中每 1 個、每 4 個與每 10 個 node 取一次即時影像，其治療準確度無顯著差異 ($p = 0.17$)。然而不同於以移動假體模擬呼吸運動的情形，於臨床治療時，因為臨床病患的隨機變動較假體模擬複雜，選擇間隔多少個 node 取一次即時影像，應視病患的穩定度作判斷，同時也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。若要於臨床上得到最理想的臨床準確度，應是在機械手臂移動到每一個 node 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，徒增治療的不確定性，乃至影響治療準確度。Hossain S, et al.[7] 是以時間決定取像間隔的依據，治療中約 1~2 分鐘取一組即時影像作位移監測。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，對於較配合、較穩定的病患，是以每 6 個 node 取一組即時影像，對於較躁動、較無法配合的病患，則以每 2~3 個 node 取一組即時影像，作密集地位移監測與補償校正。

電腦刀 SRTS，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 維顛顛追蹤模組 (6D Skull Tracking Mode)、6 維顛外標記追蹤模組 (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，在機械手臂控制直加器，移動到每一個入射角度後，即開始治療；SRTS 則是使機械手臂移動到每一個入射角度後，先開始配合呼吸運動作些微的振盪，

再開始治療。從開始振盪到放射線射出，以肉眼觀察，約有 2 秒的延遲時間 (Delay time)，再加上需建立呼吸監測模式，是故即使劑量與入射點數相同，SRTS 的整體執行時間，都較電腦刀另外三種定位追蹤系統為長。

結 論

本研究實驗證實，電腦刀 SRTS 可有效降低呼吸運動的影響，執行 SRTS 作電腦刀定位，可以大幅減少正常組織的照射範圍，但由於假體分析無法完整呈現實際病患治療時的情形，尤其是病患的呼吸移動並非規律的週期運動，隨機的不規則變動仍將使得臨床治療存在無可避免的定位誤差，因此本單位於臨床治療時，雖充分信任電腦刀 SRTS 系統的補償校正能力，但由於考量病患隨機運動造成的誤差，仍依病患的臨床狀況酌量給予 1~5 mm 的治療安全間距。電腦刀 SRTS，不同於其他以即時為名的呼吸調控治療技術與設備，乃現今唯一真正能做到與呼吸運動同步的治療技術。

唯在臨床治療上，以 SRTS 定位，執行電腦刀放射手術時，其治療時間較其他定位模式為長，常須 1.5~2.5 小時，易使病患因久躺而感不適，進而有躁動的情形。若病患有躁動的情形，治療時間甚至會超過 3 小時。SRTS 之適用性，除了乃針對會受呼吸運動影響之部位的腫瘤外，亦須病患能配合平躺一定時間，並於治療中儘量保持呼吸平順。SRTS 的治療時間，與劑量率、準直錐筒大小、即時影像組像時間、呼吸監測模式運算時間與從機頭振盪到開始治療的延遲時間等因素有關。電腦刀立體定位放射手術系統，無論在硬體設備或軟體介面上，仍不斷在升級改良中，未來若是能針對上述問題因素加以改善，縮短治療時間，電腦刀 SRTS 於臨床之應用將更臻完善。

參考文獻

1. Casamassima F, Cavedon C, Francescon P, et al.: Use of motion tracking in stereotactic body radiotherapy: evaluation of

- uncertainty in off-target dose distribution and optimization strategies. *Acta Oncol* 2006; 45: 943-947.
2. Andrews DW, Bednarz G, Evans JJ, Downes B: A review of 3 current radiosurgery systems. *Surgical Neurology* 2006; 66: 559-564.
 3. 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.
 4. Gibbs IC, Kamnerdsupaphon P, Ryu MR, et al.: Image-guided robotic radiosurgery for spinal metastases. *Radiother Oncol* 2007; 82: 185-190.
 5. Gerszten PC, Ozhasoglu C, Burton SA, 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.
 6. Giraud P, Rycke YD, Dubray B, 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.
 7. Hossain S, Xia P, Chuang C, et al.: Simulated real time image guided intrafraction tracking-delivery for hypofractionated prostate IMRT. *Med Phys* 2008; 35: 4041-4048.
 8. Jin JY, Ajlouni M, Ryu S, Chen Q, Li S, Movsas B: A technique of quantitatively monitoring both respiratory and nonrespiratory motion in patients using external body markers. *Med Phys* 2007; 34: 2875-2881.
 9. Kubo HD, Len PM, Minohara S, Mostafavi H: Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center. *Med Phys* 2000; 27: 346-353.
 10. 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.
 11. Mack A, Czempiel H, Kreiner HJ, Durr G, Wowra B: Quality assurance in stereotactic space a system test for verifying the accuracy of aim in radiosurgery. *Med Phys* 2002; 29: 561-568.
 12. Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig K, et al.: Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system. *J Appl Clin Med Phys* 2001; 2: 191-200.
 13. Michael CS, Frank JB, David AL: Stereotactic Radiosurgery. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 54: AAPM 1995.
 14. Morrill SM, Langer M, Lane RG: Real-time couch compensation for intra-treatment organ motion: Theoretical advantages. *Med Phys* 1996; 23: 1083.
 15. Nioutsikou E, Seppenwoolde Y, Symonds-Taylor JRN, Heijmen B, Evans P, Webb S: Dosimetric investigation of lung tumor motion compensation with a robotic respiratory tracking system: An experimental study. *Med Phys* 2008; 35: 1232-1240.
 16. Ohara K, Okumura T, Akisada M, et al.: Irradiation synchronized with respiration gate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 17: 853-857.
 17. Rosenzweig KE, Hanley J, Mah D, 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.
 18. Romanelli P, Schaal DW, Adler JR: Image-guided radiosurgical ablation of intra- and extra-cranial lesions. *Technol Cancer Res Treat* 2006; 5: 421-428.
 19. Schweikard A, Shiomi H, Adler J: Respiration tracking in radiosurgery. *Med Phys* 2004; 31: 2738-2741.
 20. Shirato H, Seppenwoolde Y, Kitamura K, Onimura R, Shimizu S: Intrafractional

- tumor motion: lung and liver. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14: 10-18.
21. 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.
 22. Yu C, Main W, Taylor D, et al.: An anthropomorphic phantom study of the accuracy of Cyberknife spinal radiosurgery. *Neurosurgery* 2004; 55: 1138-1149.
 23. Zhou T, Tang J, Dieterich S, Cleary K: A robotic 3-D motion simulator for enhanced accuracy in CyberKnife stereotactic radiosurgery. *Int Congr Ser* 2004; 1268: 323-328.
 24. Ganong W. F. ° *Review of Medical Physiology* ° 醫學生理學：肺的功能。楊明杰等譯。十七版 台北市合記圖書出版社 2002; 735.

EVALUATION OF THE APPLICATION OF SYNCHRONY RESPIRATORY TRACKING SYSTEM OF CYBERKNIFE RADIOTHERAPY

Chun-Yuan Kuo^{1,5}, Jia-Wei Lin^{2,4}, An-Cheng Shiau^{1,7}, Hsiao-Wei Yu², Shang-Wen Chen⁸,
Tao-Sang Chung¹, Chiu-Ping Chen¹, Jao-Perng Lin⁵, Jo-Ting Tsai^{1,3,6}

*Department of Radiation Oncology¹, Cyberknife Center², Taipei Medical University-associated Wan-Fang Hospital
Department of Radiation Oncology³, Department of Neurosurgery⁴, Taipei Medical University-Shuang Ho Hospital
Institute of Medical Imaging⁵, Yuan-Pei University of Science and Technology
Institute of Biomedical Engineering⁶, National Yang-Ming University
Department of Radiation Oncology⁷, Taipei Medical University Hospital
Department of Radiation Oncology⁸, China Medical University Hospital*

Purpose : To verify the accuracy of CyberKnife[®] Respiratory Tracking System (SRTS) in tracking the tumor motion during the respiratory cycle and the influence on treatment field; and to evaluate the clinical application of the system.

Materials and Methods : The SRTS was a subsystem of the CyberKnife[®] stereotactic radiosurgery system for respiratory tracking. The motion phantom was used in the respiratory motion experiments, which can imitate regular breathing pattern. The motion phantom contained a motion table and a ball-cube phantom which can hold verification films. We performed the E2E CyberKnife[®] dose calibration procedure and used MD-55 verification film, flatbed scanner (Epson Expression 1680) and dose analysis software (Film QA) to evaluate the clinical dosimetry and treatment accuracy. The mechanical accuracy of the SRTS was tested and confirmed by three stages of studies including the static phantom, motion phantom and the motion tracking compensation experiments. We also designed two experiments with phantom moved in different phases and frequency of the respiratory cycle to test for the accuracy of the image guide system on motion compensation. The clinical dosimetry verification studies included the lung, liver and prostate cancer patients. The two dimensional dose distribution (sagittal and axial) measured by the MD-55 film was compared with the treatment planning result by a gamma comparison with pass criteria of 3%/3 mm.

Result : The average positional error for the static stage study was 0.42 ± 0.06 mm. The average targeting error with and without the SRTS tracking compensation in the respiratory cycle was 0.35 ± 0.10 mm and 7.59 ± 5.14 mm, respectively ($p < 0.0001$). The difference of average targeting error between two respiratory cycles (15/min and 20/min) was 0.12 mm ($p = 0.11$). In the verification of the axial and sagittal 2-D dose distribution of the three clinical cases, they were 99% compatible.

Conclusion : The spatial positional error of SRTS was less than 0.5 mm which matched the accuracy requirement of stereotactic radiosurgery. By using the SRTS to track and compensate for the motion of lesions during respiratory cycle, we can significantly minimize the volume of the treatment field and the dose of the surrounding critical structures. The accuracy of dosimetry was also proven by our clinical cases experiments. However, additional positional error will be caused by patient who can not tolerate to the long treatment hours (1.5 to 2.5 hrs).

[Therapeut Radiol Oncol 2011; 18(1): 1-15]

Key words: CyberKnife, Synchrony respiratory tracking system, Image guide system, Motion phantom