

動態準直儀葉片於虛擬楔形濾板之研究

邱仲峰^{1,5} 黃光偉^{1,2} 李俊信² 顏上惠³ 蕭正英³
陳培勳⁴ 蔡若婷⁵ 李玉麟³ 陳良光⁶

臺北醫學大學附設醫院 腫瘤治療中心¹

陽明大學放射醫學科學研究所²

台北榮民總醫院 癌病中心³

博愛醫院 放射腫瘤科⁴

萬芳醫院 放射腫瘤科⁵

新光醫院 放射診斷科⁶

放射線治療劑量的均勻影響癌症患者的腫瘤控制率和正常組織副作用發生率，所以治療計劃的擬定是以高劑量區均勻分布於治療靶區且周圍正常組織的劑量愈低為努力的目標。但由於人體各部位組織及輪廓的差異性往往造成劑量的不均勻分布。在傳統的治療方式是藉由實體的楔形濾板以補償劑量的不均勻。然而實體的楔形濾板有楔形角度、照野大小的限制並僅有一維的補償效果。本論文研究的目的即在發展出一個二維的動態楔形濾板，且角度與照野更較傳統濾板寬廣，以利放射治療需要，使患者可以接收到更均勻的劑量。

藉由計算的楔形劑量圖譜轉換成治療計劃機的通量圖譜產生葉片移動的執行檔，本論文利用動態準直儀的葉片移動形成一非實體的動態楔形濾板，並以假體驗證其劑量曲線與絕對劑量的準確性。結果証實在X軸向45°、15°、38°Y軸向20°、30°的動態楔形濾板劑量曲線的最大誤差分別是1.8%、1.7%、-1.8%、-2.6%、-2.3%。同時具X軸向45°Y軸向15°的二維動態楔形濾板，其二維的等劑量曲線誤差也小於2%及2mm。絕對劑量驗證在各角度的動態楔形濾板給予劑量誤差也都不大於3%。

動態楔形濾板可以配合現行的 CadPlan 電腦治療計劃機進行劑量曲線模擬，為患者提供更好的準確放射治療計劃。

[放射治療與腫瘤學 2005; 12(3): 215-226]

關鍵詞：準直儀葉片、楔形濾板

前 言

癌症係國人十大死因之首，目前的治療方式以手術、化學治療及放射線治療最常使用！直線加速器由於可產生單能量或雙能量的光子射束並且無射源污染的問題，所以已取代鈷六十治療機成為放射治療機的主流。多葉型準直儀則是配備在較新型的直線加速器上，用以替代傳統遮擋鉛塊的裝置。其係利用葉片伸縮組合以產生順著治療靶區形狀的照野，並遮擋住其餘的正常組織，使其不接收到額外的照射。Varian 多葉型準直儀葉片設計，葉片的前端微呈弧形，以順應各照野大小下射源到等中心點的傾斜率，葉片接鄰端各呈凹狀與凸起以降低洩

露輻射。葉片的寬度從3~10 mm，數目20~120對，依製造廠而定，裝置於加速器機頭內。多葉型準直儀與傳統的遮擋鉛塊比較，其半影區(penumbra)大於遮擋鉛塊照野2 mm [3, 5, 7, 8, 10, 11, 24]，這是由於葉片前端弧形設計所造成，但其半影區則不受照野大小影響 [4]。50%的等劑量曲線呈現鋸齒狀 [5]，但90%的等劑量曲線則並無差別 [32]，葉片接鄰間的洩露輻射在6 MV、15 MV 的光子射束約為2.5%、3.5% [4]，其餘劑量上的差異如平坦度、對稱性等則與傳統的遮擋鉛塊的照射照野相同 [8, 10, 11]。由於多葉型準直儀葉片形成各種形狀照野的精確度與穩定性高，毋需額外製作造鉛塊的人力與放射師擺置鉛塊的時間，可縮短治療所需的

2004年12月15日受理。2005年3月30日接受刊載。

抽印本索取者：黃光偉物理師 台北市吳興街252號 台北醫學大學附設醫院腫瘤治療中心

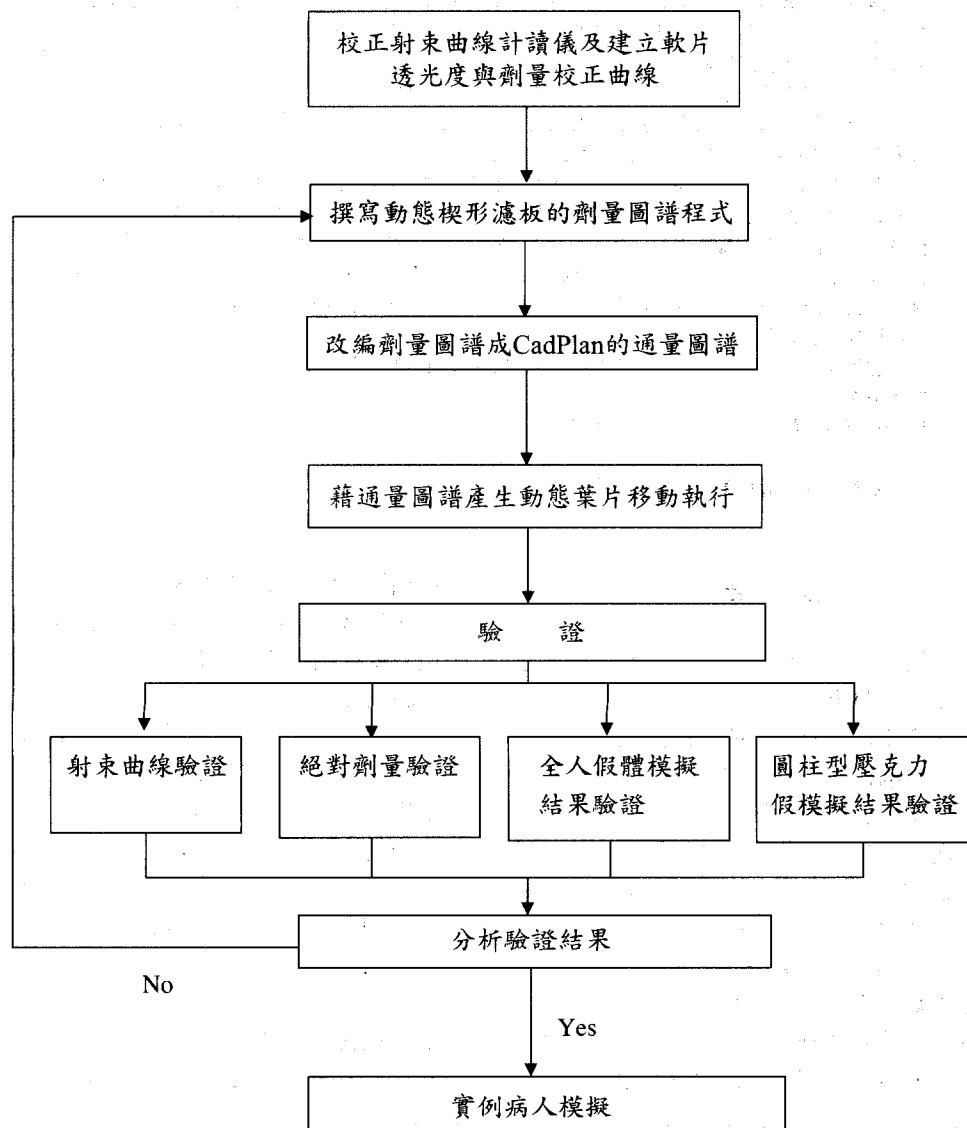


時間 9~48% [10]，所以多已取代遮擋鉛塊用以治療病人 [2, 6]。

放射治療劑量的分布，主要係以高劑量均勻集中於腫瘤靶區且周圍正常組織接受的放射線傷害最低為原則。然而由於頭頸部與乳房部位輪廓差異性較大造成放射線劑量分布不均勻的現象產生。除了腫瘤內部的高劑量區與低劑量區影響了腫瘤控制率外，其在表皮部位的高劑量分布，往往造成患者皮膚的急性反應甚至有紅腫或潰爛的反應出現！是以在設計放射治療計劃時必需藉助楔形濾板或補償器的幫助，使高劑量均勻分布在治療靶區內，且周圍的正

常組織受到最少的傷害。然而補償器必須依患者的體形製作，個別性大無法一體適用，且其製作困難，所以楔形濾板是目前最常使用的工具。

楔形濾板通常分 15、30、45、60 度四組搭配各種情況使用。但是楔形濾板僅有四種選擇，且其可應用的照野大小也在所限制，所以西門子等公司便致力於虛擬楔形濾板的研發 [15]，利用改變劑量率及固定次準直儀（jaw）移動速度，產生虛擬楔形濾板。John H.等人也利用準直儀的移動配合內建的照野資料庫達到此一目的。而 Verhaegn F. [28]、Shih R.等人



圖一 實驗的步驟流程圖



[22] 也利用蒙地卡羅法分析各角度楔形濾板的劑量強度通量進而控制固定次準直儀產生動態的楔形濾板。他們產生的非實體楔形濾板的精準度可達到以 2% 內 [17, 19, 22, 27]。但是此種以移動形成非實體楔形濾板方法，造成該角度的照射單位因子(MU factor) 因照野的大小而有 40~50% 的變化 [12, 13, 20, 21]，而且無法同時形成二維的楔形角度。除非另購商業的電腦治療計劃機，否則很難與現有的治療計劃系統融合。此外 Chui CS. [23]、Geis P [9]、Alecu R [31] 也用準直儀進行劑量補償的研究，但與已使用中的治療計劃系能仍是有系統融合的問題。所以本研究的目的為利用動態多葉型準直儀發展一可與已使用中的治療計劃系統融合的劑量均勻方法及建立一精確快速的二維動態楔形濾板。

材料與方法

本研究採用的實驗器材與設備共有射束劑量曲線計讀儀（beam profiler）、雷射軟片掃描儀、游離腔偵測器、電腦治療計劃機、直線加速器、固態水假體、壓克力圓柱型假體、全人假體。研究步驟如圖一所示，其中計算及驗證說明如下：

(一) 動態楔形濾板劑量圖譜的計算

Tranter FW. [25]、Van De Geijn [26]、Aron BS. [1] 等人於設計實體楔形濾板時，曾利用百分深度劑量的方法計算楔形劑量圖譜，其以所需楔形角度的傾斜線，與平坦射束的百分深度等劑量曲線相交集，而得到某一深度下的劑量圖譜 (fluence map)，再將此劑量圖譜依濾板材質之衰減系數，換算成實體楔形濾板所需的厚度。而本實驗則是利用一等效直線衰減係數值 μ 作楔形濾板劑量圖譜的計算。如圖二所示。其中各參數定義如下：

其中各參數定義如下：

θ : 楔形濾板之角度

μ ：射束中軸之直線衰減係數

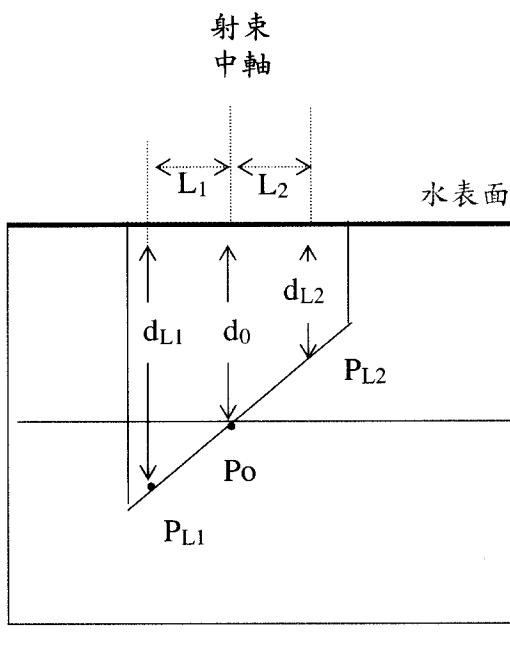
L: 在楔形軸向離射束中軸之距離

d_L : 離中心 L 處之水中深度

P_L : 在水中深度 d_L 處，離中心 L 處劑量

P_g: 在水中深度 d_o 中心軸的劑量

D₀: 在空間中距射源 100 cm 處的劑量



圖二 劑量圖譜的計算示意圖。紅色線表欲產
生抑形鮮度之劑量此的

6.1. 楊形濃柜之劑量圖譜面數

四

$$d_{\perp i} = d_0 + L_i \times \tan\theta \quad (1)$$

因是虛擬楔形濾板，其 μ 值不受位置影響，所以 P_o 、 P_t 分別以下列式子表示

$$P_o = D_o \times (100/(100+d_o))^2 \times e^{-\mu_{do}} \times ks \quad \dots \dots \dots (3)$$

$$P_L = D_o \times (100/(100+d_L))^2 \times e^{-\mu d_L} \times ks \times OCR \dots (4)$$

假設 ks 為增建因子，校正深度 $do = 10$ cm， $OCR = 1.0$

由於在水中欲產生一等劑量的楔形劑量曲線，所以在空間上必須以楔形強度的劑量場給與補償，以克服水中衰減及離射源距離不同之影響。

故欲補償之劑量圖譜函數爲

劑量圖譜以射束中軸為 1.0，解析度於葉片移動軸向為 0.25 cm 與其垂直軸向則視葉片寬度為 0.5 cm 或 1.0 cm。

(二) 劑量曲線之驗證

分別驗證動態楔形濾板，一維及二維劑量

曲線的準確度。一維劑量曲線驗證方面我們利用動態準直儀葉片產生 6 個濾板，包括：

楔形角度在 X 方向為 15、38、45 度三個。

楔形角度在 Y 方向為 20、30 度二個。

楔形角度在 X 方向為 45 度且 Y 方向為 15 度的動態楔形濾板一個。

每個照野的大小都設為 $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ 。將射束曲線掃描儀放在離射源 100 cm 處，放上 5 cm 的固態水假體並量測各個楔形角度方向的射束曲線。在測量時為避開葉片接觸間洩露輻射的影響，所以量測的中心點朝機身(gantry stand)往 Y 軸的方向偏移 0.5 cm，使量測範圍落在葉片的中心點。

每個測量結果都與動態楔形濾板在三維電腦治療計劃機內的計算結果比對並分析其誤差。15 及 45 度的測量結果則再與實體同角度的楔形濾板在水中的量測結果作比較。

二維劑量曲線的量測，係以軟片做劑量計讀 [30]，軟片置於 20 cm 厚的固態水假體上使其距射源為 100 cm，再放上 5 cm 的固態水假體，並開啟楔形角度在 X 方向為 45 度且 Y 方向為 15 度的動態楔形濾板，並施與 50 cGy 劑量之照射。照射後經沖洗過的片子以雷射掃描儀計讀二維的劑量曲線分布，且所有曲線以中軸為 100%，將此結果與三維電腦治療計劃機內的計算結果比對並分析其誤差。

(三) 絶對劑量之驗證

將 $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 12.5\text{ cm}$ 的壓克力假體內，置一 0.07 cc 游離腔偵測器，利用電腦斷層儀每 1 cm 一片進行掃描，並將其影相傳輸入三維電腦治療計劃機。本實驗以游離腔為等中心點，SAD = 100 cm，照野大小分別為 $12\text{ cm} \times 12\text{ cm}$ 及 $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ ，15、30、45、60 度動態楔形濾板為模擬，在給予等中心點 200 cGy 的劑量下，由電腦治療計劃機計算出照射時的照射單位數 (MU)，並依此 MU 值至加速器施與照射，並計讀游離腔的讀值 Dw。另以 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 的開放照野，以前後對照的方式給予游離腔 200 cGy 的照射，並計讀游離腔的讀值 Do。分析並比較 Dw/Do 之差異。本實驗運用這種方式在於去除加速器當時輸出的偏差與溫度壓力造成影響。

(四) 圓柱型壓克力假體模擬驗證

利用圓柱型壓克力假體模擬乳癌患者胸部的輪廓，以電腦斷層儀每 1 cm 一片進行假體掃描，並將其影相傳輸入三維電腦治療計劃機。利用動態楔形濾板模擬出最適合的楔形角度，並與實體的楔形濾板比較。將軟片夾入假體內並以電腦治療計劃機模擬之結果施與照射。給予照射劑量為 50 cGy。軟片沖洗後以雷射掃描儀計讀二維的劑量曲線分布，將此結果與三維電腦治療計劃機內的計算結果比對並分析其誤差。

(五) 全人假體模擬驗證

以全人假體的頭頸部模擬鼻咽癌患者的輪廓，利用電腦斷層儀每 1 cm 一片進行假體掃描，並將其影相傳輸入三維電腦治療計劃機。利用動態楔形濾板模擬出最適合的二維楔形角度，另以傳統的照射方式，兩射束左右對照，觀其 110% 高劑量區所在位置。將 3 張軟片夾入全人假體的頭頸部，分別離等中心點 2.0 cm、-0.5 cm、-3.0 cm 處。以使用二維動態楔形濾板治療方式和傳統治療方式施予照射。軟片沖洗後，以雷射掃描儀計讀二維的劑量曲線分布，分析比較此二種方法在劑量均勻度上的差異。照射的劑量為 50 cGy，而計讀的回歸劑量則以 2.0 cm 軟片中心讀值為回歸值。

(六) 臨床病例模擬

選擇一乳癌患者，利用動態楔形濾板模擬出最適合的二維楔形角度，並施以計算。分析計算後腫瘤與各器官的體積劑量圖。

結 果

(一) 動態楔形濾板劑量圖譜的計算結果

計算時在 X 軸向每 0.25 cm 取一計算點，Y 軸向每 1.0 cm 取一計算點，這是為配合 Y 軸向每根葉片的寬度是 1.0 cm。以 45 度 $20.0\text{ cm} \times 20.0\text{ cm}$ 的 X 軸向動態楔形濾板為例，X 座標表葉片移動軸向離等中心點之距離。Y 座標表與葉片移動垂直軸向距等中心點之距離，葉片寬度為 1.0 cm。Y 在通量圖譜上方表該根葉片移動時 ($X = -10 \sim +10\text{ cm}$) 所需調控之強度，CadPlan 通量圖譜強度值係由濾板劑量圖譜等值



代入，以等中心點為 1.0。結果如下：

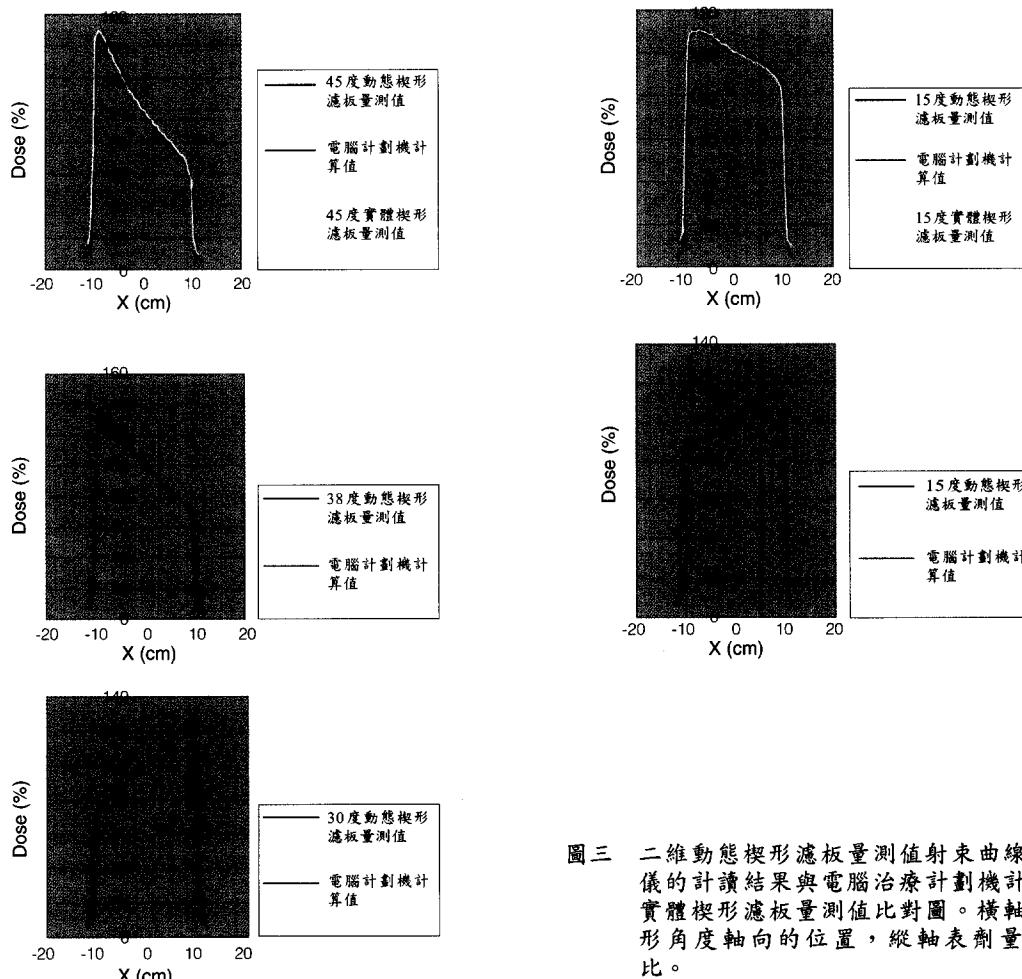
其中顯示 $Y = -10.0 \text{ cm}$ 至 $Y = +10.0 \text{ cm}$ 在 X 軸向每隔 0.25 cm 所計算之通量強度

座標	$Y = -10.0 \text{ cm}$
$X = -10.00 \text{ cm}$	1.590458
$X = -9.75 \text{ cm}$	1.572397
$X = -9.50 \text{ cm}$	1.554527
$X = -9.25 \text{ cm}$	1.536847
$X = -9.00 \text{ cm}$	1.519355
$X = -8.75 \text{ cm}$	1.502048
$X = -8.50 \text{ cm}$	1.484926
$X = -8.25 \text{ cm}$	1.467985
$X = -8.00 \text{ cm}$	1.451225

座標	$Y = +10.0 \text{ cm}$
$X = +8.25 \text{ cm}$	0.673564
$X = +8.50 \text{ cm}$	0.665416
$X = +8.75 \text{ cm}$	0.657359
$X = +9.00 \text{ cm}$	0.649392
$X = +9.25 \text{ cm}$	0.641513
$X = +9.50 \text{ cm}$	0.633722
$X = +9.75 \text{ cm}$	0.626018
$X = +10.00 \text{ cm}$	0.618400

(二) 劑量曲線之驗證結果

射束曲線掃描儀的計讀結果與電腦治療計劃機計算比對果，如圖三所示。顯示其曲線吻合度相當理想。本實驗再以百分之九十照野內的五個參考點，分別是離中心點 $+9.3 \text{ cm}$ 、 $+4.3$



圖三 二維動態楔形濾板量測值射束曲線掃描儀的計讀結果與電腦治療計劃機計算及實體楔形濾板量測值比對圖。橫軸表楔形角度軸向的位置，縱軸表劑量百分比。



表一 劑量曲線絕對誤差與動態楔形濾板關係表。平均誤差都小於 2%，最大誤差發生於二維動態楔形濾板的 Y 軸為 2.4%。

	X 方向 45°	X 方向 15°	X 方向 38°	Y 方向 20°	Y 方向 30°	X 方向 45° 且 Y 方向 15° 的 X 軸	X 方向 45° 且 Y 方向 15° 的 Y 軸
+9.3 cm	0.6%	1.7%	-0.2%	-2.6%	-2.3%	1.2%	2.4%
+4.3 cm	-1.5%	-0.4%	-1.8%	-0.4%	-0.2%	-1.3%	0.1%
0.0 cm	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
-4.3 cm	-0.5%	-0.9%	-1.0%	-1.5%	-0.6%	-0.1%	-1.3%
-9.3 cm	1.8%	0.6%	0.7%	-0.8%	-1.0%	0.8%	-0.4%

*以百分之九十照野內的五個參考點，分別是離中心點 +9.3 cm、+4.3 cm、0.0 cm、-4.3 cm、-9.3 cm 處的百分比劑量值作比較，在參考點處放上動態楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Ddyn、動態楔形濾板於電腦治療計劃機計算結果為 Dcad。以 (Ddyn-Dcad) 當作實驗的絕對誤差。

表二 劑量曲線相對誤差與動態楔形濾板關係表。平均誤差都小於 2%，最大誤差發生於 Y 軸 20 度的動態楔形濾板為 -2.9%。

	X 方向 45°	X 方向 15°	X 方向 38°	Y 方向 20°	Y 方向 30°	X 方向 45° 且 Y 方向 15° 的 X 軸	X 方向 45° 且 Y 方向 15° 的 Y 軸
+9.3 cm	0.4%	1.6%	-0.1%	-3.1%	-2.9%	0.8%	2.31%
+4.3 cm	-1.2%	-0.3%	-1.5%	-0.4%	-0.2%	-1.0%	0.1%
0.0 cm	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
-4.3 cm	-0.6%	-0.9%	-1.2%	-1.3%	-0.6%	-0.1%	-1.31%
-9.3 cm	2.9%	0.6%	1.0%	-0.7%	-0.9%	1.3%	-0.51%

*以百分之九十照野內的五個參考點，分別是離中心點 +9.3 cm、+4.3 cm、0.0 cm、-4.3 cm、-9.3 cm 處的百分比劑量值作比較，在參考點處放上動態楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Ddyn、動態楔形濾板於電腦治療計劃機計算結果為 Dcad。以 [(Ddyn/Dcad)-1.00]*100% 當作實驗的相對誤差。

表三 動態楔形濾板與同角度實體楔形濾板的劑量曲線絕對誤差關係表。平均誤差都小於 2%，最大誤差發生於 45 度的動態楔形濾板為 -5.7%。

	X 方向 45°	X 方向 15°
+9.3 cm	-5.7%	-1.6%
+4.3 cm	1.4%	0.0%
0.0 cm	0.0%	0.0%
-4.3 cm	-1.2%	0.0%
-9.3 cm	-0.2%	3.1%

*以百分之九十照野內的五個參考點，分別是離中心點 +9.3 cm、+4.3 cm、0.0 cm、-4.3 cm、-9.3 cm 處的百分比劑量值作比較，在參考點處放上動態楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Ddyn、放上實體楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Dphy。以 (Ddyn-Dphy) 當作實驗的絕對誤差。

cm、0.0cm、-4.3 cm、-9.3 cm 處的百分比劑量值作比較，在參考點處放上動態楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Ddyn 放上實體楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Dphy 動態楔

表四 動態楔形濾板與同角度實體楔形濾板的劑量曲線相對誤差關係表。平均誤差都小於 2%，最大誤差發生於 45 度的動態楔形濾板為 -3.8%。

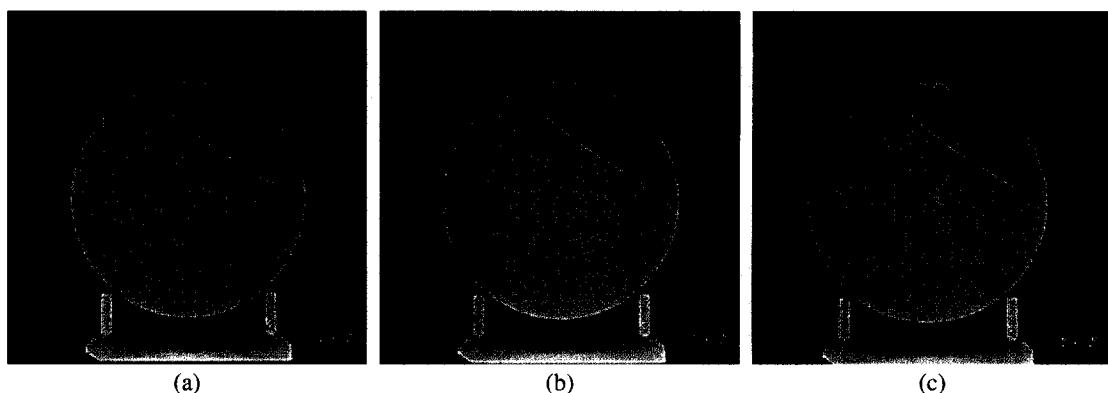
	X 方向 45°	X 方向 15°
+9.3 cm	-3.8%	-1.5%
+4.3 cm	1.2%	0.0%
0.0 cm	0.0%	0.0%
-4.3 cm	-1.4%	0.0%
-9.3 cm	-0.3%	3.7%

*以百分之九十照野內的五個參考點，分別是離中心點 +9.3 cm、+4.3 cm、0.0 cm、-4.3 cm、-9.3 cm 處的百分比劑量值作比較，在參考點處放上動態楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Ddyn、放上實體楔形濾板射束曲線掃描儀的計讀結果為 Dphy。以 [(Ddyn/Dphy)-1]*100% 當作實驗的相對誤差

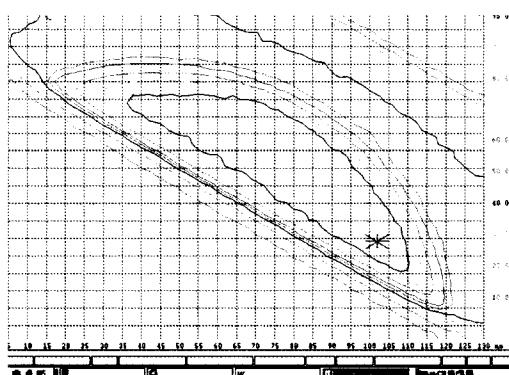
形濾板於電腦治療計劃機計算結果為 Dcad 以 (Ddyn-Dcad)、(Ddyn-Dphy) 當作實驗的絕對誤差，結果如表一、三所示。

另以 [(Ddyn/Dcad)-1.00]*100%、





圖四 以假體模擬胸部曲線，由計算結果顯示 30 度 (a) 圖、45 度 (b) 圖分別有補償不足與過度補償的情形，(c) 圖使用 38 度則剛好使劑量均勻分布沒有高劑量區。

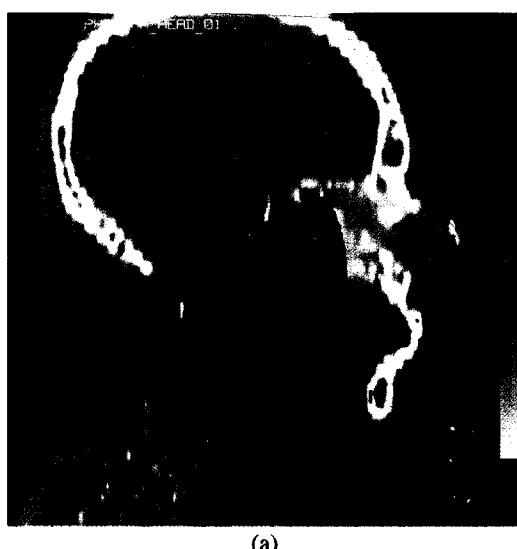


圖五 圓柱型假體以 38 度動態楔形濾板照射的軟片計讀結果，顯示了優良的均勻性。

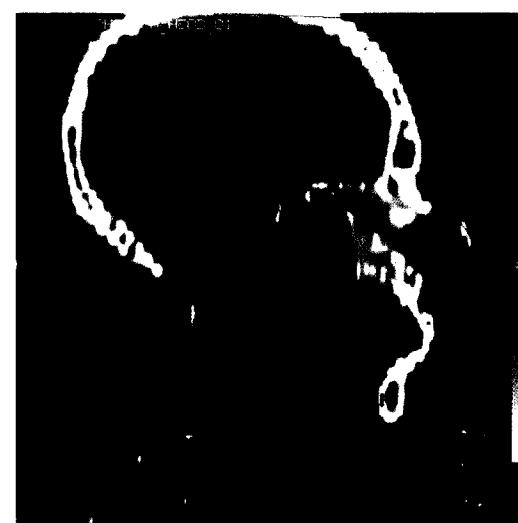
$[(D_{dyn}/D_{phy}) - 1] * 100\%$ 當作實驗的相對誤差，結果如表二、四所示。

由表上結果得知動態楔形濾板在量測值與計算值的最大誤差為-2.6%，大部分的誤差都小於 2%，而在相對誤差上其最大誤差為-3.1% 是發生在 Y 軸向 20 度動態楔形濾板上，同樣的大部分誤差也都小於 2%。

動態楔形濾板射與實體楔形濾板量測結果比較部分，其絕對誤差最大為-5.7% 發生在 45 度楔形濾板離中心點 +9.3 cm 的參考點上，但若比較此點的相對誤差值則為-3.8%，同樣的大部分誤差也都小於 2%。



(a)



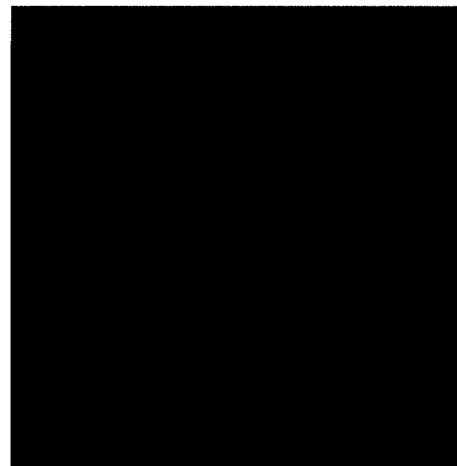
(a)

圖六 利用全人假體給予傳統的左右開放照野對照的治療方式，由電腦治療計劃機的模擬發現在離等中心點處-3.0 cm 有一高劑量區存在，最高劑量值為 118% (a)，給予動態楔形濾板 (X 軸向 20 度 Y 軸向 10 度) 的治療方式，由電腦治療計劃機的模擬發現劑量相當均勻，最高劑量點為 101.7% (b)。





圖七 以臨床的乳癌病例進行動態楔形濾板的模擬，結果顯示劑量相當均勻，最高劑量值為 103.2%。



圖八 以臨床的乳癌病例進行動態楔形濾板的模擬的體積劑量圖 (DVH)。

表五 動態楔形濾板的絕對劑量誤差表。

	12 cm × 12 cm(wedge)	20 cm × 20 cm(wedge)	10 cm × 10 cm(open)
15°	98.25%(4.68nc)	98.20%(4.67nc)	100.00%(4.76 nc)
30°	97.50%(4.64nc)	97.30%(4.63nc)	
45°	98.00%(4.66nc)	98.20%(4.67nc)	
60°	97.30%(4.63nc)	97.30%(4.63nc)	

*游離腔分別在 12 cm × 12 cm, 20 cm × 20 cm 照野下於 15°、30°、45°、60° 的動態楔形濾板中的讀值，表內的百分比為游離腔讀值 (D_{dyn}) 與 10cm × 10cm 開放照野的讀值 (D₁₀) 的百分比 (D_{dyn}/D₁₀) * 100%，括弧內的數值則為實際量測到的電量值。

(三) 絶對劑量之驗證結果

游離腔的量測結果與電腦計算結果，如表五所示。誤差都不大於 3%。

(四) 圓柱型壓克力假體模擬驗證結果

在電腦治療計劃機模擬分別以 30 度、38 度、45 度的結果，如圖四所示。

由模擬結果得知 38 度的動態楔形濾板劑量最均勻，軟片的計讀結果也証實其功能。如圖五所示。95% 等劑量曲線依均勻的包覆住照射靶區。

(五) 全人假體模擬驗證結果

在電腦治療計劃機模擬傳統治療方式結果，如圖六 a 所示。有一高劑量區集中於上頸部。而軟片的計讀結果也顯示在離中心點 +2.0 cm、-0.5 cm、-3.0 cm 處的高劑量區分別是 104%、109%、119%。顯示了因頭頸部輪廓的差異造成的劑量不均勻。而藉由本研究產生

的二維動態楔形濾板 (X 軸向 20 度 Y 軸向 10 度) 補償後，其在治療計劃機模擬的劑量分布，如圖六 b 所示。相當均勻，並無 105% 以上的高劑量區出現。而軟片的計讀結果顯示其高劑量區都在 105% 以下。

(六) 臨床病例模擬結果

經分析後予一二維動態楔形濾板 (X 軸向 25 度 Y 軸向 10 度) 補償結果，如圖七所示。顯現良好的均勻性，最高劑量點為 103.2%，90% 的等劑量曲線均勻地覆蓋住照射靶區，其體積劑量圖，如圖八所示。95% 的體積接受了 95% 的等劑量。也証實了動態楔形濾板的可行。

討 論

(一) 實驗誤差探討

在劑量曲線驗證顯示，動態楔形濾板，在



電腦治療計劃機的計算與實驗量測呈現很好的吻合度；最大誤差為-2.6%，平均誤差多在2%以內。誤差較大處發生在Y軸向的動態楔形濾板，在照野邊緣劑量，被補償最低的地方。同時也發現在此處計算值與量測值在空間距離上的誤差為0.1~0.3 cm之間，而此現象卻未出現在X軸向的動態楔形濾板。這是因為Y軸向補償的解析度為1.0 cm，即為葉片的寬度。為補償照野邊緣因半影區效應造成劑量的不足，所以計算時會多開一個葉片來補償，如20.0 cm的楔形照野寬度就變成

$$20.0 \text{ cm} + 1.0 \text{ cm} + 1.0 \text{ cm} = 22.0 \text{ cm}$$

但一般治療時並不會給予患者再多 2.0 cm 的照射，所以本實驗模擬實際治療情況僅將準直儀縮成 21.0 cm，上下多給了 0.5 cm 補償半影區效應造成劑量的不足。如此對於補償解析度為 0.25 cm X 軸向的動態楔形濾板已足夠但對於解析度析 1.0 cm Y 軸向的態楔形濾板就會造成高劑量區補償不足的現象。

動態楔形濾板與實體楔形濾板相較的最大誤差為-5.7% , 這是由於本實驗是以簡化的方法計算出楔形濾板所劑量圖譜，而線性衰減係數部份 μ 本實驗以 $10.0\text{ cm} \times 10.0\text{ cm}$ 照野於 10.0 cm 深度的 TMR 值計算。

如此可快速的計算出某楔形角度的圖譜，雖然不似蒙地卡羅計算法精準，但由結果得知其吻合度在 45 度、15 度楔形濾板亦相當良好。

蒙地卡羅計算法雖然精確但由於計算時間遠為長久，且各加速器的構造、楔形濾板的尺寸材質不同，都須再給予不同的計算。

(二) 動態楔形濾板與實體楔形濾板之比較探討

(1) 照射單位(MU)探討

動態楔形濾板的照射單位（MU）與照野大小有很大的關係，由於 Varian 2100 CD 加速器每組葉片的承載裝置為 14.50 cm 長，若葉片移動的距離若超過 14.5 cm 則會有洩露輻射發生，若照野寬度大於此值時則承載裝置必須作二次的移動以避免洩露輻射，而照射單位也隨之急

表六 動態楔形濾板與實體楔形濾板的照射單位(MU)比較表。

	12 cm × 12 cm		20 cm × 20 cm	
	動態楔形 濾板	實體楔形 濾板	動態楔形 濾板	實體楔形 濾板
15°	156	147	138+116	140
30°	166	190	155+112	181
45°	179	215	179+107	204
60°	208	261	295+180	249

*在 6 MV 光子射束，SAD 100 cm，深度 5 cm 純予 100 cGy 的條件下的施與照射單位。“+”\ 表該組野的葉片移動共有二組。

速增加以 $12.0\text{ cm} \times 12.0\text{ cm}$ 和 $20.0\text{ cm} \times 20.0\text{ cm}$ 照野在 15 度、30 度、45 度的動態楔形濾板比較為例其增加的幅度分別為 162.8%、160.8%、160.0%。這兩個照野也與實體楔形濾板比較，結果如表六所示。

而以 $12.0\text{ cm} \times 12.0\text{ cm}$ 動態楔形濾板與實體楔形濾板照射單位比較在 15 度、30 度、45 度、60 度時分別為 1.06%、0.87%、0.83%、0.80%。隨角度增高而遞減，這是因為實體楔形濾板厚度增加所造成，而動態楔形濾板則無此問題。

(2) 劑量特性探討

實體楔形濾板因屬高密度材質，會造成射束硬化的問題，以 45 度楔形濾板為例，經由蒙地卡羅法計算，其射束的平均能量會上升 30%，而由於低能的電子污染被濾板阻隔所以增建區內的劑量會降低 5% [22]。應用於乳癌患者治療時，Warlick WB. 和 Weides DC. 等人曾以假體配合熱發光劑量計（TLD）測量，發現對側乳房組織的劑量於使用非實體楔形濾板為 2.7~2.8%，而使用實體楔形濾板則增加為 4.0~4.7% [16, 29]。這是由於散射劑量所造成。

(3) 準確度探討

動態楔形濾板的準確度經本實驗證實誤差都在 3% 以內而 Liu C., Gibbs G., Shih R. [13, 20, 22] 也都証實非實體楔形濾板的準確及可行。由於動態楔形濾板係藉由準直儀葉片伸縮所形成，所以準直儀葉片的品質保證更是重要。定期檢查葉片前進位置的準確性、重複性，還有加速器的輸出劑量率的正確與否都是必需進行的項目。本實驗的動態楔形濾板採用的執行方式是使葉片在照射過程中動態的連續



移動 (sliding window)，所以必須考慮到葉片的最大移動速度，以 Varian 2100 CD 加速器而言，其最高速率為 2.5 cm/sec，所以執行時若給予很低的照射單位但卻是大照野很高的楔形角度時則必須注意可能因葉片速度無法達到造成的誤差。

(4) 與強度調節放射技術之比較深討

本研究所採用的技術就是強度調節技術的一種，但不須配合強度調節放射中的逆向治療計劃 (inverse planning)，以另一簡單的方法使劑量均勻分布於治療靶區。當然其法並未能使劑量曲線更順形，而需靠設計者的計劃來達到此目的。

但是強度調節放射治療也有其盲點，在乳癌患者的治療時其設計的調強照野僅貼住欲治療的靶區，所以患者乳房位置的固定性更顯重要，而在傳統的治療方式上治療照野會超過乳房外圍，以避免因呼吸運動造成治療靶區的位移，強度調節放射治療雖然可以擴大治療靶區到體外，但此時在皮膚上卻有過度補償的效應發生，而本實驗的動態楔形濾板則無此問題且又較傳統的照射方法提供更均勻的劑量。此外強度調節的照野有時會因某單片葉片單獨移動造成劑量約 10% 的誤差產生 (tongue and groove effect)，本研究的葉片均為同時移動，因此降低了此一誤差發生的機會。

結論

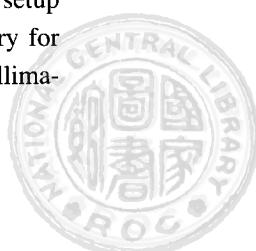
由本研究的結果，証實了多葉型準直儀在劑量均勻補償上的可行。藉由動態準直儀葉片，產生的非實體濾板也得到下述 3 點成果：

- (一) 可快速、精確地產生任意角度的二維動態楔形濾板。
 - (二) 動態楔形濾板可與 CadPlan 電腦治療計劃機融合並模擬出等劑量曲線分布，提供計劃者參考。
 - (三) 動態楔形濾板由假體模擬中証實可以增進乳癌及鼻咽癌患者的劑量均勻度。
- 動態楔形濾板較傳統的實體濾板減少了放射師擺放的時間，對患者而言也降低了散射輻射劑量，所以在臨床上的使用應多加推廣。由於動態楔形濾板是藉由準直儀葉片產生的，所以本研究建議對於準直儀的品質保證更需要

求。針對葉片位置的精確度、重覆性、加速性都需符合品質保證的要求。在未來的研究方向上，希望能朝動態補償器方向前進，藉由電腦影相取得的輪廓、組織的差異轉換成補償的劑量圖譜，對劑量均勻化能有更大的貢獻。

參考文獻

1. Aron BS, Scapicchio M: Design of universal wedge filter system for a cobalt 60 unit. Am J Roentgenol Radium Nucl Med 1966; 96: 70-74.
2. Austin-Seymour M, Caplan R, Russell K, et al.: Impact of a multileaf collimator on treatment morbidity in localized carcinoma of the prostate. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994; 30: 1065-1071.
3. Biggs P, Capalucci J, Russell M: Comparison of the penumbra between focused and nondivergent blocks--implications for multileaf collimators. Med Phys 1991; 18: 753-758.
4. Biggs PJ: Analysis of field and custom block sizes used in radiation therapy implications for multileaf collimator design. Med Dosimet 1991; 16: 169-172.
5. Boyer AL, Ochran TG, Nyerick CE, et al.: Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator. Med Phys 1992; 19: 1255-1261.
6. Fernandez EM, Shentall GS, Mayles WP, Dearnaley DP: The acceptability of a multi-leaf collimator as a replacement for conventional blocks. Radiother Oncol 1995; 36: 65-74.
7. Frazier A, Du M, Wong J, Vicini F, et al.: Dosimetric evaluation of the conformation of the multileaf collimator to irregularly shaped fields. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1995; 33: 1229-1238.
8. Frazier A, Yan D, Du M, Wong J, Vicini F, Matter R, et al.: Effects of treatment setup variation on beam's eye view dosimetry for radiationtherapy using the multileaf collima-



- tor vs. the cerrobend block. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 33: 1247-1256.
9. Geis P, Boyer AL, Wells NH: Use of a multileaf collimator as a dynamic missing-tissue compensator. *Medl Phys* 1996; 23: 1199-1205.
10. Helyer SJ, Heisig S: Multileaf collimation versus conventional shielding blocks: a time and motion study of beam shaping in radiotherapy. *Radiother Oncol* 1995; 37: 61-64.
11. Huq MS, Yu Y, Chen ZP, Suntharalingam N: Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator. *Med Phys* 1995; 22: 241-247.
12. Liu C, Li Z, Palta JR: Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field. *Med Phys* 1998; 25: 64-70.
13. Liu C, Waugh B, Li Z, Zhu TC, Palta JR: Commissioning of enhanced dynamic wedge on a ROCS RTP system. *Med Dosimet* 1997; 22: 231-236.
14. LoSasso T, Chui CS, Ling CC: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998; 25: 1919-1927.
15. McGhee P, Chu T, Leszczynski K, Dunscombe P: The Siemens virtual wedge. *Med Dosimet* 1997; 22: 39-41.
16. McParland BJ: The effect of a dynamic wedge in the medial tangential field upon the contralateral breast dose. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 19:1515-1520.
17. Miften M, Zhu XR, Takahashi K, Lopez F, Gillin MT: Implementation and verification of virtual wedge in a three-dimensional radiotherapy planning system. *Med Phys* 2000; 27: 1635-1643.
18. Pasma KL, Dirkx ML, Kroonwijk M, Visser AG, Heijmen BJ: Dosimetric verification of intensity modulated beams produced with dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device. *Med Phys* 1999; 26: 2373-2378.
19. Rathee S, Kwok CB: MacGillivray C, Mirzaei M. Commissioning, clinical implementation and quality assurance of Siemen's Virtual Wedge. *Med Dosimet* 1999; 24: 145-153.
20. Samuelsson A, Johansson KA, Mattsson et al.: Practical implementation of enhanced dynamic wedge in the CadPlan treatment planning system. *Med Dosimet* 1997; 22: 207-211.
21. Sethi A, Leybovich LB, Dogan N, Glasgow GP: Elimination of field size dependence of enhanced dynamic wedge factors. *Phys Med Biol* 2000; 45: 3359-3365.
22. Shih R, Li XA, Chu JC: Dynamic wedge versus physical wedge: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2001; 28: 612-619.
23. Spirou SV, Chui CS: Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. *Med Phys* 1994; 21: 1031-1041.
24. Sun J, Zhu Y: Study of dosimetric penumbra due to multileaf collimation on a medical linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 32:1409-1417.
25. Tranter FW: Design of wedge for use with 4MeV linear accelerator. *Br J Radiol* 1957; 30: 329-330.
26. Van De Geijn J: A simple wedge filter technique for cobalt 60 teletherapy. *Br J Radiol* 1962; 35: 710-712.
27. Van Santvoort J: Dosimetric evaluation of the Siemens Virtual Wedge. *Phys Med Biol* 1998; 43: 651-663.
28. Verhaegen F, Das IJ. Monte Carlo modelling of a virtual wedge. *Phys Med Biol*. 44(12): N251-9, 1999
29. Weides CD, Mok EC, Chang WC, Findley DO, Shostak CA: Evaluating the dose to the contralateral breast when using a dynamic wedge versus a regular wedge. *Med Dosimet* 1995; 20: 287-293.
30. Williamson JF, Khan FM, Sharma SC: Film dosimetry of megavoltage photon beams: a



- practical method of isodensity-to-isodose curve conversion. *Med Phys* 1981; 8: 94-98.
31. Zhu XR, Gillin MT, Ehlers K, et al.: Dependence of virtual wedge factor on dose calibration and monitor units. *Med Phys* 2001; 28: 174-177.
32. Zhu Y, Boyer AL, Desobry GE: Dose distributions of x-ray fields as shaped with multi-leaf collimators. *Phys Med Biol* 1992; 37:163-174.

THE STUDY OF VIRTUAL WEDGE BY USING DYNAMIC MULTI-LEAF COLLIMATOR

Jeng-Fong Chiou^{1,5}, Kuang-Wei Huang^{1,2}, Jason Lee², Sang-Hue Yen³, Cheng-Ying Shiau³,
Pai-Hsuen Chen⁴, Jo-Ting Tsai⁵, Yuh-Lin Lee³, Liang -Kuang Chen⁶

Cancer Center and Department of Radiation Oncology¹, Taipei Medical University Hospital, Taiwan

Institute of Radiological Sciences², National Yang-Ming Universit

Cancer Center³, Taipei Veterans General Hospital

Department of Radiation Oncology⁴, Lo-Tung Pohai Hospital

Department of Radiation Oncology⁵, Wang-Fang Hospital, Taiwan

Department of Diagnostic Radiology⁶, Shin Kong Wu Ho-Su Memorial Hospital

Dose uniformity is directly related to tumor control probability (TCP) and normal tissue complication probability (NTCP). An ideal situation is one in which a uniform high dose is focused on the tumor target region and normal tissue surrounding the target volume receives minimal radiation. Dose distribution and uniformity must take into account the irregular contours and density changes within the body, especially the head, neck, and breast. A physical wedge has been used to compensate for irregular contours during traditional treatment, but a physical wedge is limited by its fixed angle and size. In addition, it cannot compensate for two dimensions simultaneously. We have developed a two-dimensional dynamic wedge to overcome these limitations.

A wedge-shaped dose map was calculated for this study. The dose map was transferred to a fluence map in a CadPlan treatment planning program to generate a multileaf motion file. We created 6 dynamic wedges and verified them by phantom measurements. The maximum differences in the beam profiles between the calculated values and the measured values were 1.8%, 1.7%, and -1.8% when measured for wedges at 45 degrees, 15 degrees, and 38 degrees in the X direction, and -2.6% and -2.3% when measured for wedges at 20 and 30 degrees in the Y direction. The differences between the isodose curves for the two-dimensional dynamic wedges were less than 2% and 2mm. Absolute doses also showed good agreement between calculated and measured values in this study such that all differences were less than 3%.

The two-dimensional dynamic wedge developed in this study may be valuable for simulating isodose curves and can be used for CadPlan treatment planning which is currently used in many hospitals.
[Therapeutic Radiol Oncol 2005; 12(3): 215-226]

Key words: Multileaf, Wedge

