

私立東海大學資訊工程與科學研究所

碩士論文

指導教授：蔡清欉

利用電子呈相技術來確保
強度調控放射治療的品質

Quality assurance of intensity modulated radiation
therapy using an electronic portal imaging device



研究生：張席昌

中華民國 九十四 年 一 月

博碩士論文授權書

(國科會科學技術資料中心版本 93.2.6)

本授權書所授權之論文為本人在 私立東海 大學(學院) 資訊工程與科學 系所
組 九十三 學年度第 一 學期取得 碩 士學位之論文。

論文名稱：利用電子呈像技術來確保強度調控放射治療的品質

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文全文資料，授予行政院國家科學委員會科學技術資料中心(或其改制後之機構)、國家圖書館及本人畢業學校圖書館，得不限地域、時間與次數以微縮、光碟或數位化等各種方式重製後散布發行或上載網路。

本論文為本人向經濟部智慧財產局申請專利(未申請者本條款請不予理會)的附件之一，申請文號為：_____，註明文號者請將全文資料延後半年再公開。

同意 不同意

本人具有著作財產權之論文全文資料，授予教育部指定送繳之圖書館及本人畢業學校圖書館，為學術研究之目的以各種方法重製，或為上述目的再授權他人以各種方法重製，不限地域與時間，惟每人以一份為限。

上述授權內容均無須訂立讓與及授權契約書。依本授權之發行權為非專屬性發行權利。依本授權所為之收錄、重製、發行及學術研發利用均為無償。上述同意與不同意之欄位若未勾選，本人同意視同授權。

指導教授姓名：蔡清欉

研究生簽名：張席昌

學號：G902910

(親筆正楷)

(務必填寫)

日期：民國 _____ 年 _____ 月 _____ 日

1. 本授權書(得自 <http://sticnet.stic.gov.tw/sticweb/html/theses/authorize.html> 下載或至 <http://www.stic.gov.tw> 首頁右下方下載)請以黑筆撰寫並影印裝訂於書名頁之次頁。
2. 授權第一項者，請確認學校是否代收，若無者，請自行寄論文一本至台北市(106-36)和平東路二段106號1702室國科會科學技術資料中心黃善平小姐。(本授權書諮詢電話：02-27377746 傳真：02-27377689)

東海大學碩士學位論文考試審定書

資訊工程與科學

研究所

研究生 張席昌 所提之論文

利用電子呈像技術來確保強度調控放射治療的品質

經本委員會審查，符合碩士學位論文標準。

學位考試委員會

召集人

張仁忠

簽章

委員

員

張晉源

王孝銘

劉文山

指導教授

張仁忠

簽章

中華民國九十四年一月十四日

摘要

隨著科技的發展，放射線治療已不再是藉由醫生的經驗便可以隨意的照射在病患的身上，而是要透過具有動態多葉準直儀（Dynamic Multi Leaf Collimator；MLC）功能的直線加速器，才能夠讓電腦治療計劃系統精算出一份適合於個別病患的治療參數，因為從過去的經驗上我們可以得知，放射線除了可以消滅腫瘤細胞之外，在同個時間點上亦會傷害到正常組織細胞。然而，這有時是無法避免的。不過對於其他不正常的放射性傷害，像是放射劑量錯誤、治療位置錯誤及人為操作錯誤等都是需要極力去避免的。

為了克服劑量錯誤所造成的放射性傷害，治療前的品質保證（Quality Assurance；QA）工作一直是大家努力在做的，像是用 film 來做劑量校驗及位置確認的老方法，到目前為止也一直有人在使用，但隨著科技進步，現在漸漸有人以數位影像的處理方式來從事放射治療的 QA 工作，處理速度確實變快了，但結果誤差值卻太大，使別人不敢引用他們的方法。有些學者藉由影像分析來做劑量校驗，導出的結果誤差雖小，但誤差出在何處，卻又無從查起。另有一批學者從事位置的校正，雖然用了很多種的 edge detection algorithm，可惜，反而破壞了影像的原始訊號，導致誤差加大。

其實從事放射治療的 QA 工作，誤差容許值是非常低的，通常是 1mm 或 1% 以內，但從以前學者的做法中，我們發現到他們在做影像處理時會破壞了影像的原始訊號，造成誤差加大，甚至不解誤差產生的原因。筆者在本文中提出使用邊界影像處理的方法來做強度調控放射治療（Intensity Modulated Radiation Therapy；IMRT）的品質保證，我們藉由閾值的調整，在不破壞原始訊號的原則下，處理電子射束呈像裝置（Electronic Portal Imaging Device；EPID）的呈像，在誤差值小於 1mm 下來判斷 MLC 葉片的位置。

我們在病患接受放射治療前，預先模擬病患的治療參數 MLC 形狀，使其輸出到 EPID 並呈現 MLC 影像，再使用邊界影像處理方法測出治療中心點及 MLC 葉片的不準度及誤差值，好讓我們得已事先預防放射治療劑量的不確定性，並做適當的修正，以減少治療劑量的誤差。

關鍵字：動態多葉準直儀，直線加速器，葉片，品質保證，強度調控

放射治療，電子射束呈像裝置，治療中心點

Abstract

Now with the technical development, we cannot desultory treat a patient before design a perfect radiation treatment plan. In department of radiation oncology, must install a Linac Accelerator with the function of DMLC (Dynamic MultiLeaf Collimator) and provide a patient more appropriate treatment plan. We know that radiation therapy will kill tumor cell and hurt normal tissue from the past experience. However, sometimes this is unable to avoid. But regarding other accident of radiation therapy, like as treatment dose error, treatment position error, operation mistake and so on. All is we needs to avoid as possible.

In order to reduce the radiation complication proceeding from overdose, we need to execute pre-treatment QA (quality assurance) like as film dosimetry and position check. Now new methodology of pre-treatment QA is presented: Quality assurance of IMRT (intensity modulated radiation therapy) using an EPID (electronic portal-imaging device). It makes radiation treatment QA efficient.

We present measurement of ISO center and leaf position verification of DMLC using IMRT technique via using boundary detection we define a threshold of pixel value. However, We never destroy original imaging signal and, ISO center and leaf position of MLC can be calculated within 1 mm of mechanical tolerance. This will ensure radiation treatment dose within tolerance.

Before treat patient, we pre-simulate and calculate an electronic imaging signal of patient. We can correct ISO center and pre-find out

wrong leaf position of MLC. The presented method makes radiation therapy safer for patient.

Keywords : Linac Accelerator, Dynamic Multi Leaf collimator, Leaf, Quality Assurance, Intensity Modulated Radiation Therapy, Electronic Portal Image Device, ISO center

目錄

頁次

摘要.....	i
Abstract.....	iii
目錄.....	v
圖目錄.....	vii
表目錄.....	ix
第一章 緒論.....	1
1.1 前言簡介.....	1
1.2 研究目的.....	4
第二章 放射治療的探討.....	8
2.1 病患的固定.....	9
2.1.1 頭頸部的固定.....	9
2.1.2 胸腹部的固定.....	10
2.2 影像的取得.....	11
2.2.1 電腦斷層掃描 (CT).....	11
2.2.2 核磁共振掃描 (MRI).....	14
2.3 影像的處理.....	15
2.3.1 3D Image Reconstruction.....	16
2.3.2 Contouring.....	17
2.3.3 3D Visualization.....	18
2.4 照野的設定.....	19
2.4.1 照野的中心點.....	21
2.4.2 照野的數目.....	22

2.4.3 照野的方向	22
2.4.4 照野的權重分配 (Field weighting)	22
2.4.5 照野的楔形板 (Field Wedge) 大小	22
2.4.6 照野的劑量修補填充物	23
2.5 照野的校正	23
2.5.1 X 光刀治療前的照野校正	23
2.5.2 三度空間順形放射治療(3D CRT)的照野校正	26
2.5.3 強度調空放射治療(IMRT)的照野校正	27
第三章 材料與方法	28
3.1 水假體的放射治療計劃模擬	29
3.1.1 水假體的固定及影像的取得	29
3.1.2 水假體的影像處理	30
3.1.3 製作治療計劃	32
3.2 Winston Lutz test	35
3.3 3D CRT DMLC 葉片校正	39
3.4 IMRT DMLC 葉片校正	43
第四章 結果與討論	45
4.1 ISO Center 的位移分析	45
4.2 3D CRT DMLC 葉片分析	48
4.3 IMRT DMLC 葉片分析	51
4.4 結果探討	56
第五章 結論	58
參考文獻	59

圖目錄

頁次

圖 2-1 完成的 Head Mask.....	10
圖 2-2 圖中綠色處為真空固定墊.....	11
圖 2-3 EMI 的工程師 Godfrey N. Hounsfield 研製成功的第一台 CT ...	12
圖 2-4 CT 掃描出的頭部腫瘤影像.....	13
圖 2-5 現代化的醫用 MRI (GE. 提供)	14
圖 2-6 MRI 掃描出的頭部腫瘤影像	15
圖 2-7 將 2D 影像重組成 3D.....	17
圖 2-8 標定身體及器官的輪廓.....	18
圖 2-9 視覺化的 3D 影像.....	19
圖 2-10 頭部的 3D 立體影像.....	20
圖 2-11 放射治療照野.....	20
圖 2-12 左眼受到放射線照射，水晶體可能會有產生白內障的副作用..	21
圖 2-13 Winston Lutz test 中，一個 5 mm 的鎢製金屬小球.....	24
圖 2-14 微多葉準直儀(mMLC)，控制 X 光的輸出範圍.....	25
圖 2-15 電子射束影像呈像裝置，EPID.....	26
圖 2-16 計劃性照野及實際照野的比對.....	27
圖 3-1 水假體.....	28
圖 3-2 水假體電腦斷層掃描影像.....	30
圖 3-3 水假體的 3D 影像重組.....	31
圖 3-4 水假體的模擬器官標定.....	31
圖 3-5 10 Fields Winston Lutz test.....	32
圖 3-6 Gantry rotation & Couch rotation	33
圖 3-7 5 Fields 3D CRT.....	34
圖 3-8 5 Fields IMRT.....	34
圖 3-9 EPID 影像擷取裝置.....	35
圖 3-10 EPID 影像擷取流程.....	36
圖 3-11 EPID 呈像.....	36

圖 3-12 Kodak XV film 呈像	37
圖 3-13 求影像中心點及金屬球中心點	38
圖 3-14 靜態 MLC	39
圖 3-15 靜態的 MLC EPID 影像	40
圖 3-16 3D CRT 中葉片開啟的數目及位置	41
圖 3-17 計算葉片的開啟數目及位置	42
圖 3-18 動態的 MLC EPID 影像	43
圖 3-19 IMRT 中 MLC 開啟數量及各自葉片開啟的數目及位置	44
圖 4-1 電腦程式處理後之 EPID 影像	46
圖 4-2 電腦程式處理後之 XV film 影像	46
圖 4-3 為 3D CRT 模擬治療計劃所得到的 MLC 參數	49
圖 4-4 左邊為原始影像，右邊為處理過的影像	50
圖 4-5 為 IMRT 模擬治療計劃所得到的 MLC 參數	51
圖 4-6 左邊為原始影像，右邊為處理過的影像	52
圖 4-7 為驅動葉片 (MLC) 的馬達	57

表目錄

	頁次
表一 EPID 的 ISO Center 誤差值	47
表二 Kodak XV film 的 ISO Center 誤差值	47
表三 3D CRT 葉片偏移比較表	50
表四 IMRT 第一組 MLC 的葉片偏移比較表	52
表五 IMRT 第二組 MLC 的葉片偏移比較表	53
表六 IMRT 第三組 MLC 的葉片偏移比較表	53
表七 IMRT 第四組 MLC 的葉片偏移比較表	54
表八 IMRT 第五組 MLC 的葉片偏移比較表	54
表九 IMRT 第六組 MLC 的葉片偏移比較表	55
表十 IMRT 第七組 MLC 的葉片偏移比較表	55

第一章 緒論

1.1 前言簡介

目前癌症治療的方式有外科手術、化學治療及放射治療等，而根據臨床統計，有百分之七十以上的癌症病人需要進行放射治療。放射治療可以分為治癒性治療及姑息性治療兩種[2]。放射治療可以單獨使用，也可與外科手術、化學治療合併使用。

放射治療是對腫瘤區域發射高能的 X 射線來殺死癌細胞，並儘量避免傷害到正常組織的療法。當這種高能量 X 射線被人體組織吸收時，電子從原子或分子中釋放出來，形成自由基[3]，因而造成活體組織破壞。

放射治療的類型可分為體外放射治療及體內放射治療，以體外放射治療為主，體內放射治療為輔。施行體外放射治療時，病人需躺在治療床上，利用放射治療機器所發出之 X 射線來照射需治療的腫瘤區域。而施行體內放射治療時，則是將放射性射源置入病人體內之腫瘤區域附近，以便消滅腫瘤。

體外放射治療通常採用分次治療，一周 5 次，連續幾個星期為一個療程。放射治療過程本身是沒有感覺的，當然也不會有痛苦的產生，就如同拍照一般。治療期間，醫生每周會檢查腫瘤對放射線的反應。腫瘤縮小後，醫生會適時地縮小治療範圍，殺死剩餘的癌細胞並

盡可能保護正常組織。

放射療法很少出現像外科手術那樣的風險，如出血、術後疼痛、心臟病或血栓等。放射治療本身不會帶來任何疼痛。但在放射治療時，放射線會影響治療區域的正常組織，所以它會帶來副作用[4]。放射治療最常見的副作用包括治療區域出現起疹、疲倦等。放射治療引起疲勞的起因目前還不清楚。可能是白血球降低、人體免疫系統產生了影響或受其他症狀的影響，如貧血，營養不良等。放射治療的副作用還包括皮膚反應、頭髮脫落、口腔乾燥、記憶力衰退、性欲減退。如果頭頸部接受放射治療，病人還可能出現畏冷的症狀。肺癌放射治療的病人會出現呼吸困難、咳嗽、進食疼痛等。胃腸道腫瘤治療時由於食道或胃腸道的腫脹和發炎，會引起噁心、嘔吐或腹瀉。一般正常情況下，接受放射治療時受損的正常細胞在治療後會自動修復，因此這些副作用只會在治療期間出現，放射治療結束後不久就會消失，這屬於急性放射治療反應。然而，有些放射治療的破壞是長期的，這是由於不同的正常細胞接受放射損傷所引起，不能修復，需特別小心，因此放射治療前的計劃便很重要了。

放射治療計劃[5]是一個很複雜的過程，需要幾天的準備時間。病人一旦被診斷罹患癌症，便需要進行體檢和一系列的特殊檢查（包括 CT、MRI、PET 等），來精確地診斷腫瘤的位置和大小，放射治療

醫生將決定腫瘤體積 (gross tumor volume ; GTV) [6]，也就是臨床上有很明顯的腫瘤，為可見到的或者可觸摸到的部分；而臨床腫瘤治療體積 (clinical target volume ; CTV) [6]，即 GTV 加上周圍可能含有微小癌細胞的區域；還有計劃治療體積 (planning target volume ; PTV) [6]，即 CTV 加上生理器官可能移動的範圍和治療時可能出現誤差的區域。因此，一位腫瘤治療專科醫師，在判斷病患的腫瘤位置上需格外小心，否則可能會發生 miss-target 的情形，進而造成治療癒後不好或是腫瘤在復發的可能。

電腦治療計劃準備過程中將會使用到各類的影像，如電腦斷層掃描[7] (computed tomography ; CT)，核磁共振掃描[8, 9] (magnetic resonance imaging ; MRI) 及正電子發射斷層掃描[7] (positron emission tomography ; PET)。爲了提高影像的準確性，醫生常需要使用適當的固定技術[5]。如頭頸部固定器、身體固定器和其他的一些器械來使病人在整個治療時期保持某個姿勢不動。這些影像形成了放射治療計劃的基礎，醫生將根據上述的影像，利用高深的影像處理技術，在影像上分別描繪出腫瘤的類型、大小、位置及其周邊器官情況，並進而決定使用何種放射治療技術及治療劑量。醫生一旦完成了腫瘤的標定任務之後，接下來的電腦治療計劃便交由醫學物理師來完成了。

醫學物理師會藉由電腦治療計劃系統來規劃每位病人的治療部

位及治療劑量。透過使用電腦治療計劃系統及醫學物理師之個人經驗，來決定放射性照野之位置、大小、方向及權重，從電腦治療計劃系統得到上述的治療參數後，醫學物理師還需將包含有 Gantry、Collimator、Couch、Field size、MU 及 MLC shaper 等資料的治療參數事先輸出到直線加速器的資料庫內，並且測試直線加速器的輸出正確無誤之後，才能讓病人接受放射治療。因此如何事先做好治療參數與直線加速器的輸出比對便非常重要了。

1.2 研究目的

目前市面上的醫學影像設備，如電腦斷層掃描 (CT)、核磁共振掃描 (MRI) 及正電子發射斷層掃描 (PET) 等都只能提供醫生診斷腫瘤位置而已。而目前市面上現有之商業用電腦治療計劃系統，則需完全仰賴國外提供，如：Varian 的 CadPlan、Nucletron 的 PLATO 等不僅價格昂貴，其功能更僅限於治療計量的計算，往往缺少品質確認 (Quality Assurance ; QA) 的功能。

目前市面上有一些 QA 的工具及軟體，如：MED-TEC 的 QA 工具，利用空氣游離腔 (ion chamber) 來吸收 X 光所產生的游離電荷，進而將其轉換成劑量，之後在與原先的治療計劃參數做劑量的比對，藉由比對結果來判斷劑量輸出是否有誤。Chang[10]在其文中提到利

用 Varian Mark II EPID 來收集 X 光呈像，而後用其所提出的劑量計算模型來推出該影像所實際獲得的劑量。Chang[11]、Hagness[12]及 Esch[13]也分別利用 EPID 及各自不同的劑量計算模型來推導輸出的劑量。但是，實際上這幾種比對劑量的方法，並無法知道機器本身機械性結構是否有誤差，進而造成劑量輸出的誤差。這些學者必然知道，劑量誤差產生的最大原因來至於 MLC 葉片，不論是 inter-leaf leakage 或 intra-leaf leakage，甚至於是葉片本身傳動有問題，都會對劑量輸出產生極大的誤差，所以，本論文想要在測量劑量輸出之前，先利用電子射束呈像的原理來測量 MLC 葉片是否有在正確的位置。

直線加速器在輸出 X 光時有時會受到機器本身機械性結構的變化所影響，導致輸出劑量的不準，而 MLC 的葉片便是一個很令人頭疼的機械結構問題，因為葉片是由馬達所帶動，因此馬達一旦老化，MLC 的葉片被推動時的位置及距離就有可能與實際值有所差異，於是劑量的輸出就會產生誤差。Samant[14]曾在其文中提出用 Siemens 的 EPID 呈像來測量 MLC 葉片的實際停留位置，文中它分別利用：Sobel、Roberts、Prewitt、Laplace、morphological 及 Canny 等方法來處理 EPID 呈像，但，計算出的葉片誤差都超過 1mm 的可接受值。Samant[15]再另一篇文章中提出用 SLoG (Supervised Laplacian of Gaussian) 的 Edge detection algorithm 來處理 EPID 呈像，可惜最後並

未秀出具體數據。後來筆者也用 Samant[14]所提的 Sobel edge detection algorithm 來處理 Varian EPID 呈像，但此法卻破壞了原始影像的訊號，造成邊界的誤判。本論文從 EPID 的呈像，知道其解析度為 256x256x1 Bytes 在 140cm 處的呈像大小約為 230mm，因此知道 EPID 的呈像為： $1 \text{ pixel} = 230/256 = 0.8984375 \text{ mm}$ ，也就是說在找 MLC 葉片的位置時，只要誤差範圍超過 1.114 個 pixel 時，就不被我們接受了。

因此本論文提出以 Varian EPID 呈像，搭配 Boundary 的影像處理方法來測量 MLC 葉片的實際位置，論文中利用 Boundary 邊界影像處理的方法來處理 EPID 的呈像，藉由閾值的調整，在不破壞原始訊號的原則下，處理 EPID 的呈像，並且和原始參數做比較，以便判斷誤差是否在 $\pm 1 \text{ mm}$ 以內，若誤差過大則推動葉片的馬達就需要更換了。

本文中為了達成上述 QA 的工作，特利用一自製的水假體來模擬整個放射治療的過程：先是藉由中山醫學大學附設醫院的奇異牌電腦斷層掃描所產生的二維影像，並利用電腦治療計劃系統（VARIAN Eclipse）將二維影像重建為三維影像[16]，透過三維影像的呈現，自行定義一塊腫瘤區域，以便模擬出治療參數，然後將此模擬治療參數送至直線加速器進行 X 光照射模擬，對模擬結果進行分析。

藉由本實驗之輔助，可以幫助醫學物理師事先知道放射性照野

MLC 的位置及方向，讓醫學物理師在規劃病人的電腦治療計劃時，
可以做一適當的修正，避免造成放射劑量的誤差。

第二章 放射治療的探討

本篇論文主要在探討一癌症病患在接受放射治療前，他的放射治療計劃參數輸出到直線加速器後，該如何驗證 MLC 位置及方向的正確性，使得病人在接受放射治療的同時，不僅可以提高治療的準確率，而且還能將放射治療對病人所引起之副作用降到最低。

對於整個放射治療的過程來說，每一個環節都相當重要，尤其是病患治療前的 QA 工作更是一日不可鬆懈。不論是從以往的 2D 放射治療到今日的 3D 順形放射治療，甚至於是時下最新的 3D 強度調控放射治療，都需謹慎小心每一個步驟，否則，將無法正確的掌控病患腫瘤部位所實際接受到的放射劑量，當然對於正常組織所接受到的照射劑量是否有超過現值，我們更是無法知道了，

目前放射治療流程可分為以下幾部分：

1. 病患的固定：癌症病患每次接受放射線治療約需十幾分鐘，整個療程約需照射 40 次，大概 2 個月，治療期間為了確保病患保持一固定的姿勢，避免治療範圍移動，因此透過各種不同的材料來輔助固定病患。
2. 影像的取得：將患有癌症的病患送去做電腦斷層掃描（CT）及核磁共振掃描（MRI）掃描以便取得病人體內腫瘤位置的資訊。

3. 影像的處理：取得病患影像資料後，需先找出腫瘤的位置，並標定出大小及範圍，然後依序標定體表輪廓及其他身體內之正常組織。
4. 照野的設定：關於照野的設定牽涉到腫瘤劑量是否足夠，而且在照野的範圍內是否儘可能的避開正常組織，以便日後所引起的副作用能降到最低。
5. 照野的校正：取得治療參數之後，需要事先比對計劃照野與直線加速器上實際治療照野之間的差異，而誤差範圍需在一定的容忍值之內，才可實際治療病人。

2.1 病患的固定

癌症病患在接受放射線治療的過程裡，由於時間的關係，病患會有不自主的扭動情形，此舉會造成放射線無法正確照射腫瘤部位，並有可能危害到正常組織，因此需將病患做適當的固定，依腫瘤部位的不同可分類如下：

2.1.1 頭頸部的固定

關於病患頭頸部的固定，主要使用 head mask system (圖 2-1)，首先讓病患頭部躺在系統的固定頭枕上，之後利用熱熔性材質，在熱水中加熱軟化後覆蓋在病患頭頸部上，待冷卻後即可朔成一定的形

狀，藉此來固定病患。

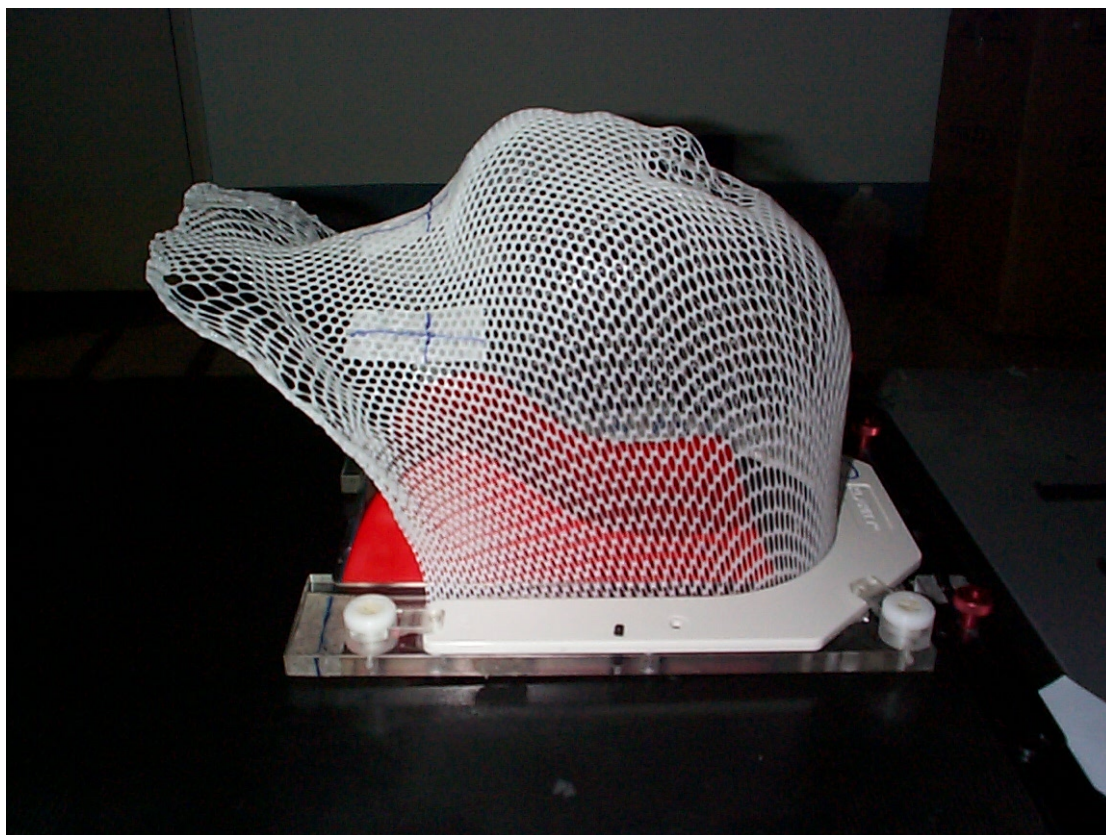


圖 2-1 完成的 Head Mask

2.1.2 胸腹部的固定

對於病患身體部分的固定，需要使用真空抽氣墊，首先讓病患平躺在真空抽氣墊上，然後用抽氣機將真空抽氣墊內之空氣抽出，此時盡量讓真空抽氣墊與病患的身體緊密接合（圖 2-2），以便達到固定的效果，持續抽氣一段時間之後，真空墊固定成一形狀即可停止抽氣，嘗試以手去扳動真空抽氣墊，看看是否會變形，若會變形則需繼續抽氣，否則即表示此固定墊已完成。

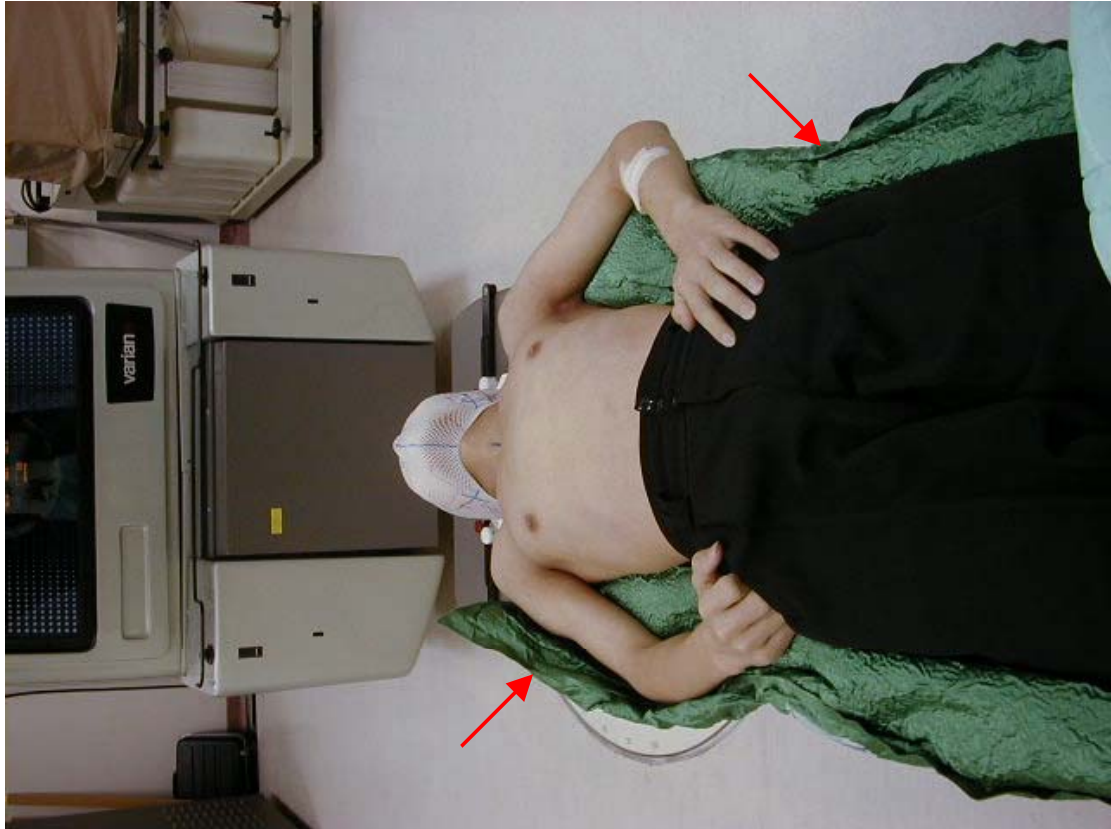


圖 2-2 圖中綠色處(箭頭處)為真空固定墊

2.2 影像的取得

目前市面上可供作為放射治療的影像包括：電腦斷層掃描 (CT) 及核磁共振掃描 (MRI)，他們各自有不同的功用。

2.2.1 電腦斷層掃描 (CT)

CT 發明於 1971 年，由英國 EMI (Electrical and Musical Industries Limited) 公司的工程師 Godfrey N. Hounsfield 研製成功，並於 1971 年 9 月正式安裝於倫敦的 Atkinson Morley 醫院。1972 年利用第一台 CT (圖 2-3) 首次為一名婦女診斷出腦部的囊腫，並取得了世界上第

一張 CT 照片。

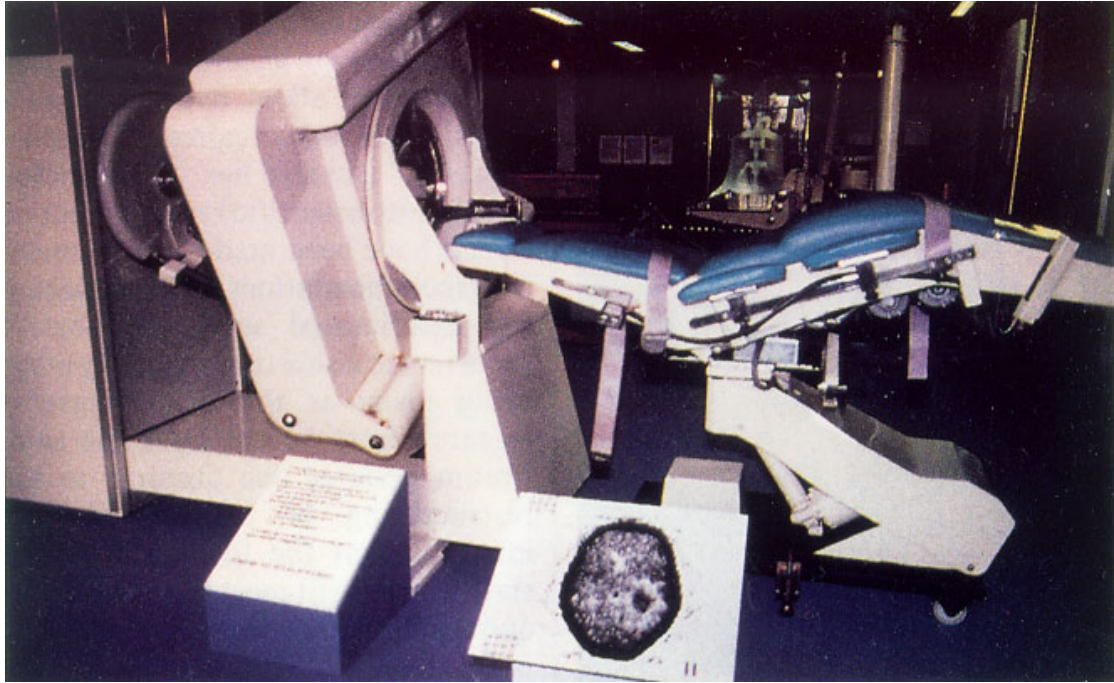


圖 2-3 EMI 的工程師 Godfrey N. Hounsfield 研製成功的第一台 CT

CT 的問世讓人們得以一窺人體內部的構造，令醫生可以方便判斷病患體內的臟器變化，做出更精確的病情診斷。對放射治療來說更有著莫大的貢獻，CT 掃描所獲得的影像（圖 2-4），讓放射治療專科醫師可以準確的判斷出腫瘤位置，然後給予病患適當的放射治療。



圖 2-4 CT 掃描出的頭部腫瘤影像

藉由 CT 影像的呈現，醫師可以從每一張 CT 影像上找尋到癌症的部位及其他的正常器官，並判斷其相互關係，並進一步決定該給予腫瘤部位多少放射劑量，以及限制正常器官所接受到之放射劑量在最低，這樣才能減少副作用的發生。不過 CT 在使用上還是受到限制的，像是部分低密度的腫瘤病灶，便無法在 CT 造影底下成像，這時便需要用 MRI 來輔助成像；另外病患的假牙及身上的金屬配件亦會形成 CT 影像上的假影 (artifact)，並且造成醫師的誤判，此時便需要藉

由影像處理程式來解決。

總括的來說：CT 影像讓醫師了解到病患體內的腫瘤形狀、體積及位置，而這也成為往後規劃治療計劃所必須之參數。

2.2.2 核磁共振掃描 (MRI)

1970 年代起 MRI 的觀念便開始萌芽了，由 Paul Lauterbur 所提出的概念，接著 Peter Mansfield 運用數學及電腦的分析，才得以讓 MRI 發揮其造影的功能，更在 1980 代真正的運用於醫學界 (圖 2-5)。

MRI 利用磁場原理，使儀器改變體內氫原子的旋轉排列方向，原子核就會釋放吸收的能量，能量激發後放出電磁波信號，再經由電腦分析組合成影像，就是一般看到的 MRI 影像 (圖 2-6)。



圖 2-5 現代化的醫用 MRI (G.E. 提供)

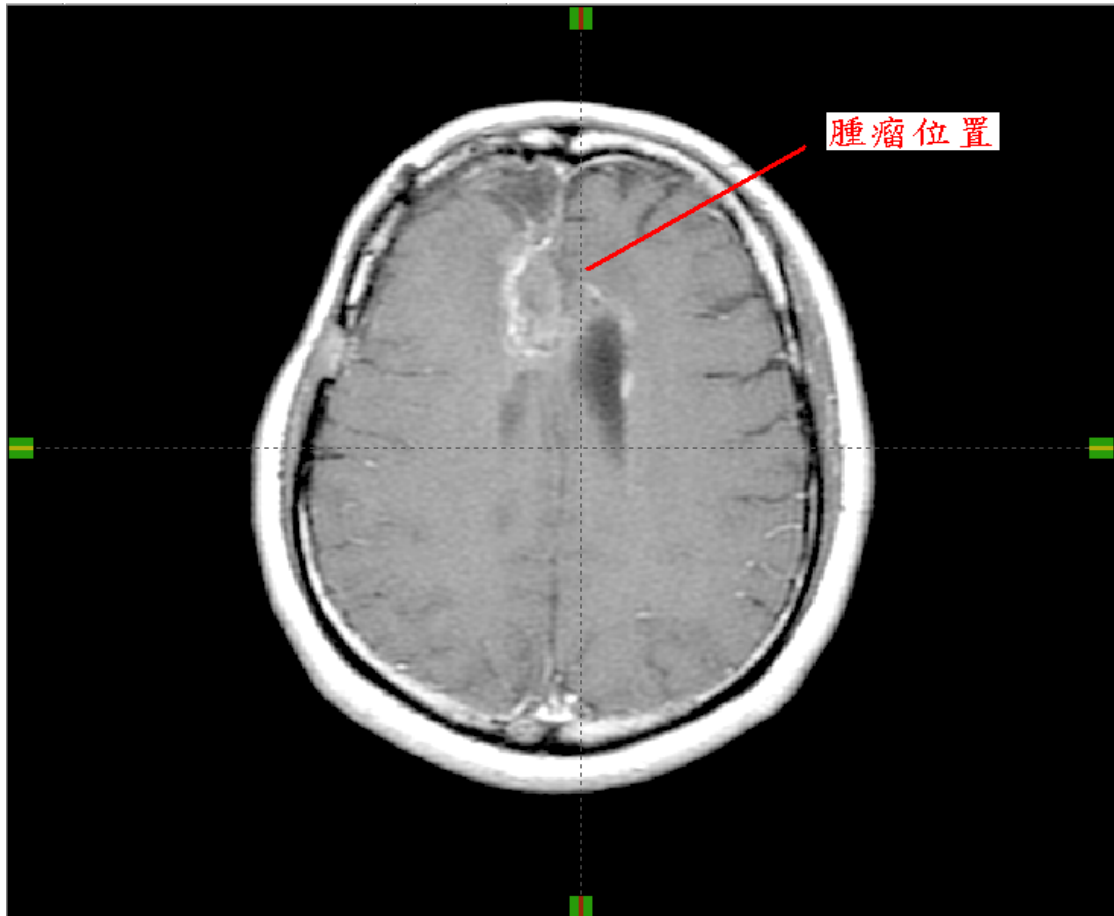


圖 2-6 MRI 掃描出的頭部腫瘤影像

MRI 的使用讓癌症部位更加無所遁形，它不僅可以補 CT 造影上的不足，還可以免除 CT 造影所帶來的放射線，可惜美中不足的是 MRI 造影無法分辨出身體內各部位成分的不同，所以無法精算出實際的放射治療劑量，因此通常只被用來輔助 CT 造影的不足。

2.3 影像的處理

放射治療病患經過 CT 或 MRI 診斷取得影像後，需透過 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) [17]的傳輸協定將

影像輸出，以便治療計劃系統做一些後續的影像處理，包括：3D Image Reconstruction、Contouring、3D Visualization[18，19，20]。

2.3.1 3D Image Reconstruction

病患接受 CT 或 MRI 造影時，醫師通常會先預判腫瘤的部位及大小，並告知放射師，病患要掃描的範圍及大小，此時放射師才依據腫瘤部位來給予適當的掃描條件，進而得到正確的影像。

通常造影所得的影像大概都有數十張不等，其每張影像大小約為 0.5 Mbytes (512x512x2 bytes)，代表著身體上不同的切面，也就是數十張的 2D 影像，這時需將病患所有的 2D 影像選定同一中心點並重組成 3D (圖 2-7) 的相對關係。這樣稍後才能進行腫瘤位置的標定。

3D 影像的重組，關係到整個治療計劃的進行，醫師可以從 3D 影像來觀察腫瘤組織及正常器官間的相對位置，如此才能給予適當的照野。

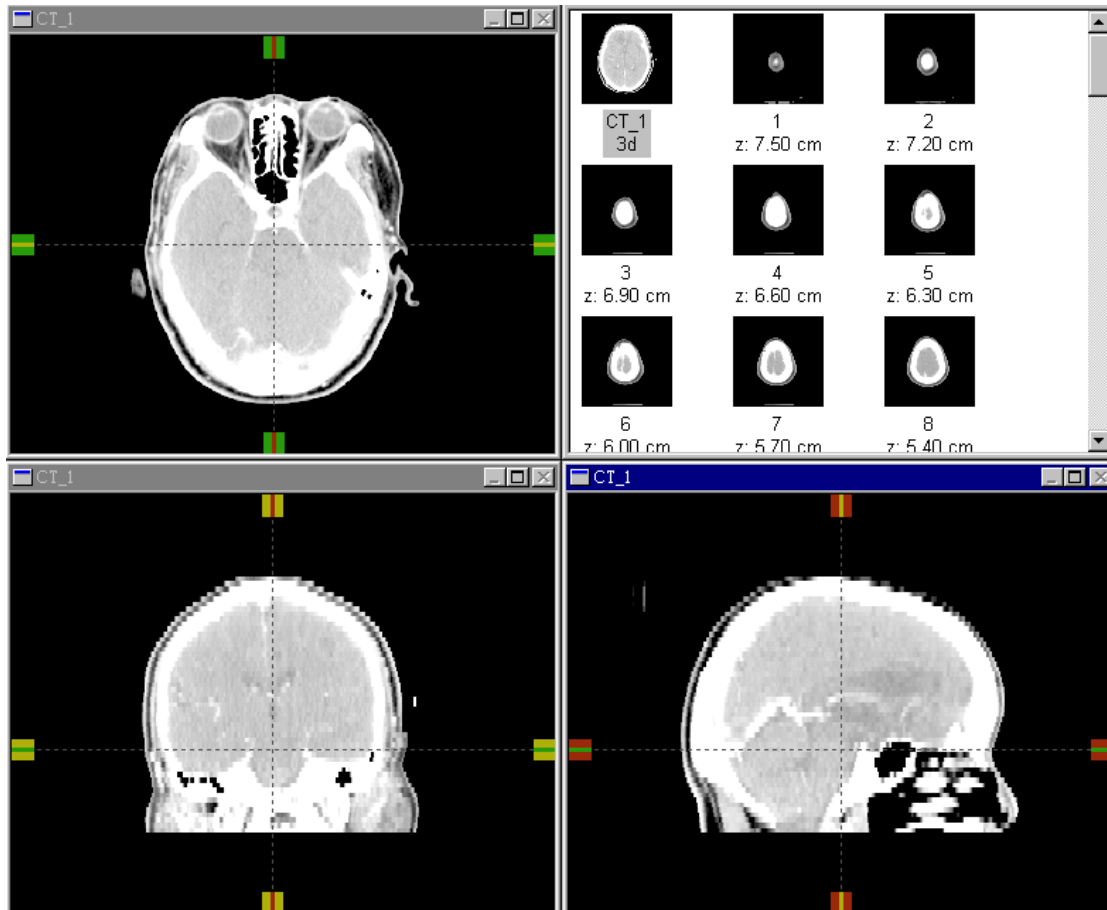


圖 2-7 將 2D 影像重組成 3D

2.3.2 Contouring

經過 3D Image Reconstruction 之後，本論文需要使用影像處理程式來標定身體的輪廓、正常組織的輪廓及腫瘤的輪廓（圖 2-8），如此當影像以 3D 呈現時我們才可以輕易的分辨出各個輪廓的相對位置。

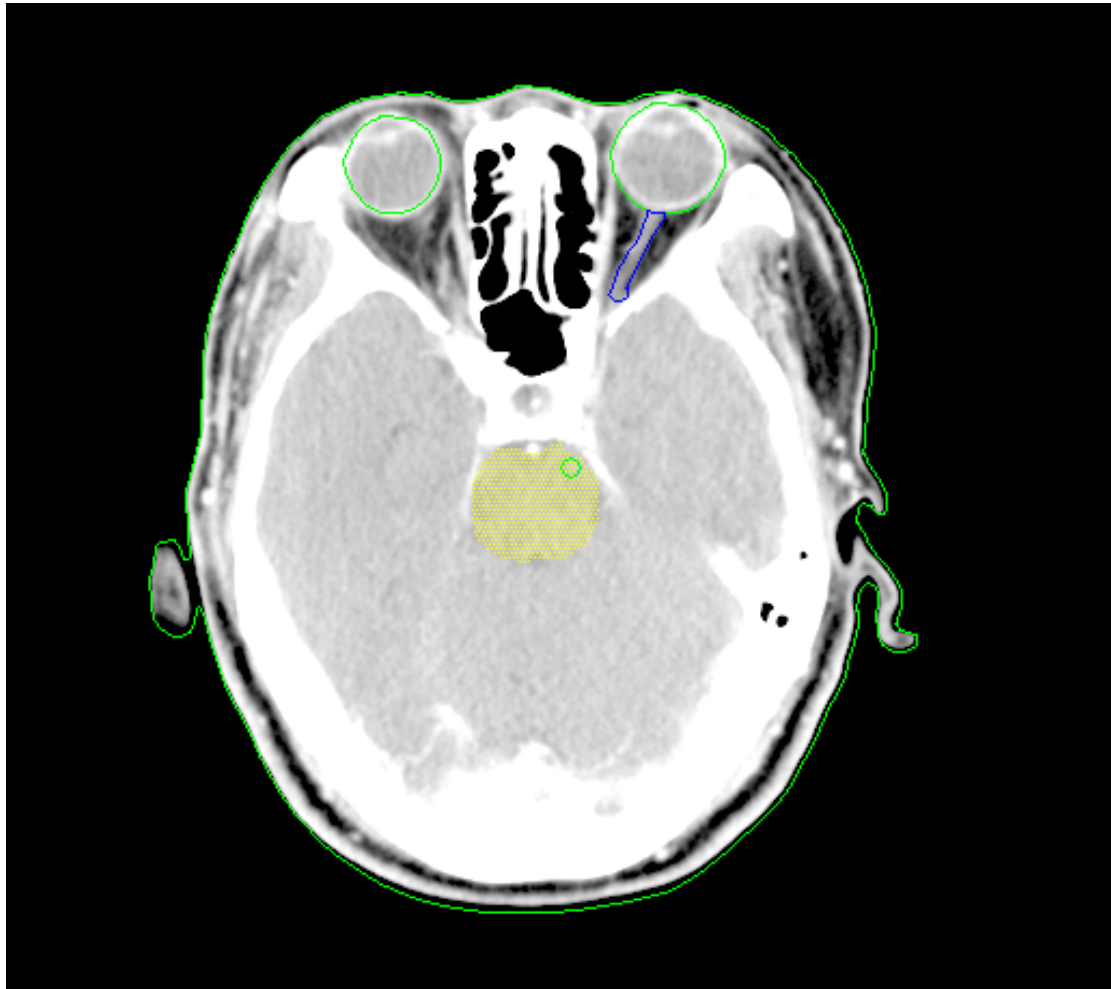


圖 2-8 標定身體及器官的輪廓

2.3.3 3D Visualization

為了方便規劃病患的放射治療計劃，物理師希望可以從各個不同的視角來觀看病患的影像（圖 2-9），這樣可以方便判斷出最好的視野，意思就是說儘可能的避開正常組織。



圖 2-9 視覺化的 3D 影像

2.4 照野的設定

放射治療病患的 CT 或 MRI 影像經過重組及標定組織器官和腫瘤位置後，便可以 3D 立體的型態呈現在眼前（圖 2-10），接下來便需要在腫瘤的位置圈出放射線治療照野[21]（圖 2-11）。

照野的選擇（圖 2-12）是一個很重要的課題，他牽涉到病患日後副作用的出現與否，由於病患做放射治療時，腫瘤往往與正常組織相鄰，故在對病患施予放射治療時不免會照射到正常組織，所以照野的選定便需要非常的小心了。

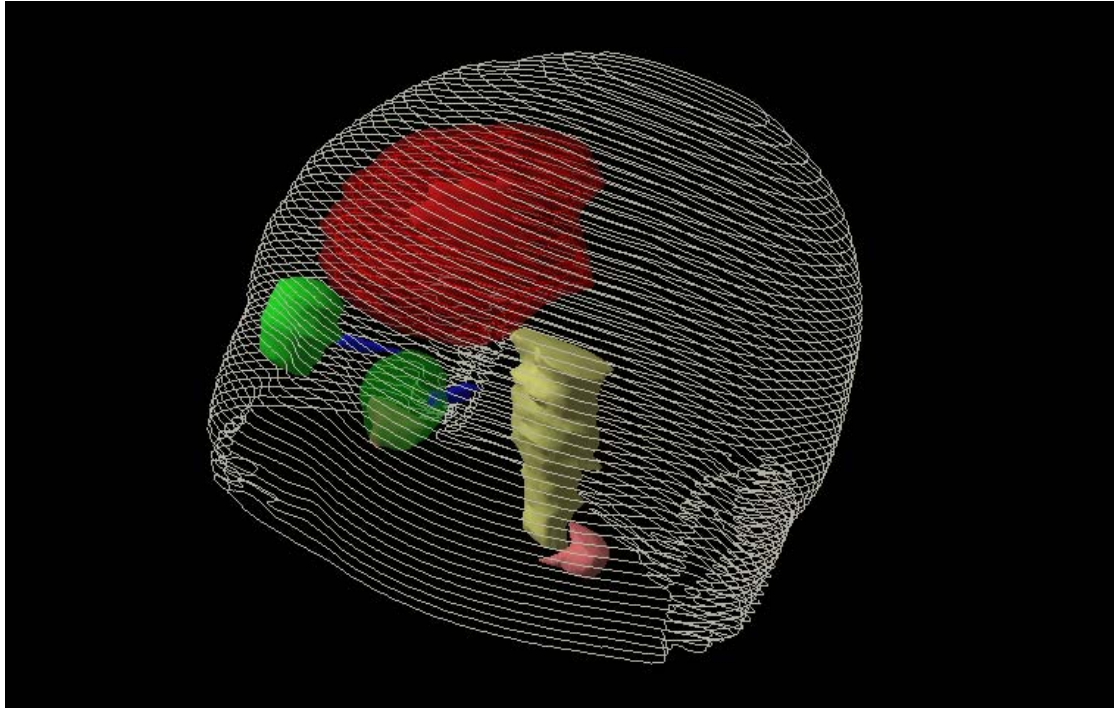


圖 2-10 頭部的 3D 立體影像

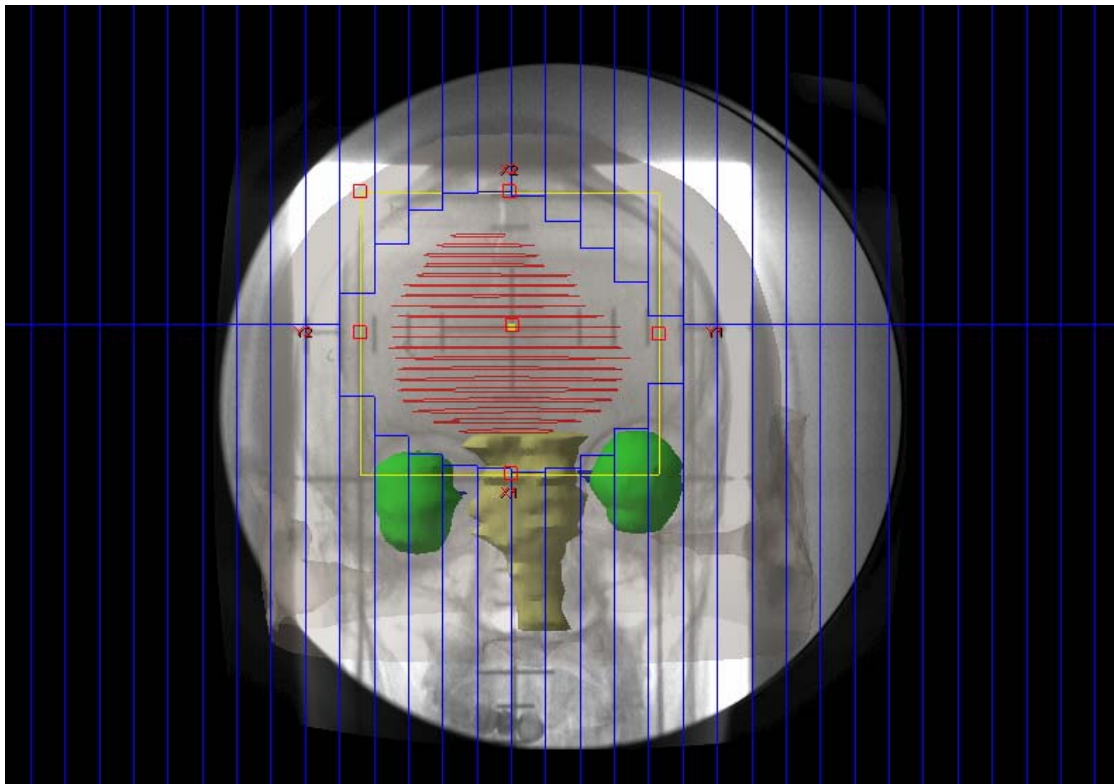


圖 2-11 放射治療照野

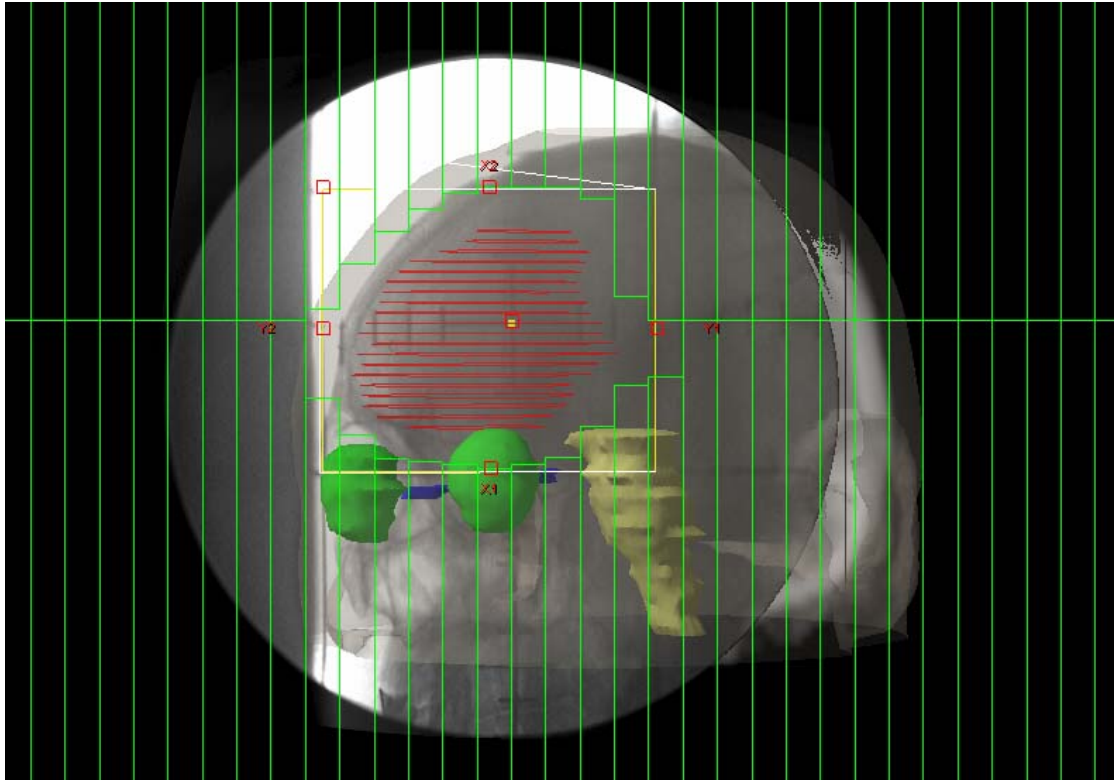


圖 2-12 左眼受到放射線照射，水晶體可能會有產生白內障的副作用

傳統上，物理師在決定治療照野時，需考慮幾點因素，照野的中心點、照野的數目、照野的方向、照野的權重分配 (Field weighting)、照野的楔形板 (Field Wedge) 大小、照野的劑量修補填充物等，分別描述如下：

2.4.1 照野的中心點

物理師在決定治療照野之前通常會先在腫瘤位置選定一個幾何中心點，而此點就是所有照野聚焦的地方，稱之為 ISO center，center 的選取牽涉到照野是否可以完整的涵蓋腫瘤體積，因此需要小心選

取，以免造成腫瘤治療劑量不足。

2.4.2 照野的數目

照野的多寡取決於腫瘤的大小與位置，通常腫瘤較大者需要較多的照野數，這樣腫瘤所接受的放射劑量較均勻；若腫瘤位置較接近體表者，則照野數相對較少，如此才可避免正常組織接受到太多不必要的劑量，因此照野數的多寡需視情況而定。

2.4.3 照野的方向

照野的方向決定了正常組織是否會接受到不必要的放射線，當物理師在選擇照野的方向時，難免會照到正常組織，但如何將照射到的範圍減到最少，才是治療所需要的照野。

2.4.4 照野的權重分配 (Field weighting)

所有的治療照野選定之後，便需要為每一個照野分配權重，如此將有助於腫瘤位置的放射劑量可以均勻的分配，並且有利於將高劑量區落在腫瘤體積內

2.4.5 照野的楔形板 (Field Wedge) 大小

由於腫瘤的形狀有時很不規則，或者體表的起伏，都會造成放射

劑量無法均勻涵蓋腫瘤體積，此時便需透過楔形板來修正腫瘤體積的劑量，並且使之達到均勻分布。

2.4.6 照野的劑量修補填充物

對於某些長在接近身體體表的腫瘤，由於放射線對身體體表較不敏感致無法釋出正常的放射劑量，此時便需使用劑量修補填充物來增加體表深度，使體表的放射劑量可以達到一定之要求。

2.5 照野的校正

完成病患的治療計劃之後，病患還不能真正的接受治療，需將病患的治療照野拿去做放射線比對，比對內容包括輸出劑量及照射位置，比對的結果需在一定的誤差以內，通常 CRT (Conformal Radiation Therapy) 的輸出劑量誤差為 2% 以內、IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) 的輸出劑量誤差為 5% 以內，而照射位置誤差為 1 mm 以內才可以被接受，比對確實無誤之後病患才可以真正的接受放射線治療，如此才能保證日後病患得到副作用的機率為最低。

2.5.1 X 光刀治療前的照野校正

在執行 X 光刀治療之前，會先執行 Winston Lutz test，Winston Lutz test 首先將一個 5 mm 的鎢製金屬小球 (Tungsten ball) 放在照野的中

心點 (圖 2-13)，而後在 2 個不同的治療機頭角度(Gantry angle) 0 and 180 度及 5 個不同的治療床角度(Couch angle) 0、45、90、270 and 315 度，共 10 組不同的位置，分別照射定量的 X 光，而 X 光的照射範圍是由微多葉準直儀(micro Multi Leaf collimator, mMLC) (圖 2-14) 所控制。



圖 2-13 Winston Lutz test 中，一個 5 mm 的鎢製金屬小球



圖 2-14 微多葉準直儀(mMLC)，控制 X 光的輸出範圍

本論文使用直線加速器來產生 X 光，並且利用 Varian 的電子射束影像呈像裝置[22]（圖 2-15）及 Kodak 的 XV film 來接受 X 光照射，產生射束影像，藉由分析影像上面之金屬球位置[23]，來判斷射束在每一個位置的誤差值，透過誤差值的修正，便可以確保 X 光可以正確的照射在腫瘤位置上。



圖 2-15 電子射束影像呈像裝置，EPID

2.5.2 三度空間順形放射治療（3D CRT）的照野校正

如（圖 2-16）所示，在對病患執行放射治療前，需先拍一組對照片，以便確認治療部位的正確性，並可藉此對照片來測量多葉準直儀內葉片停留位置的正確性。

傳統的方法是由物理師以目視來判斷葉片停留位置，但常因個人的因素而導致誤判，造成治療的錯誤。

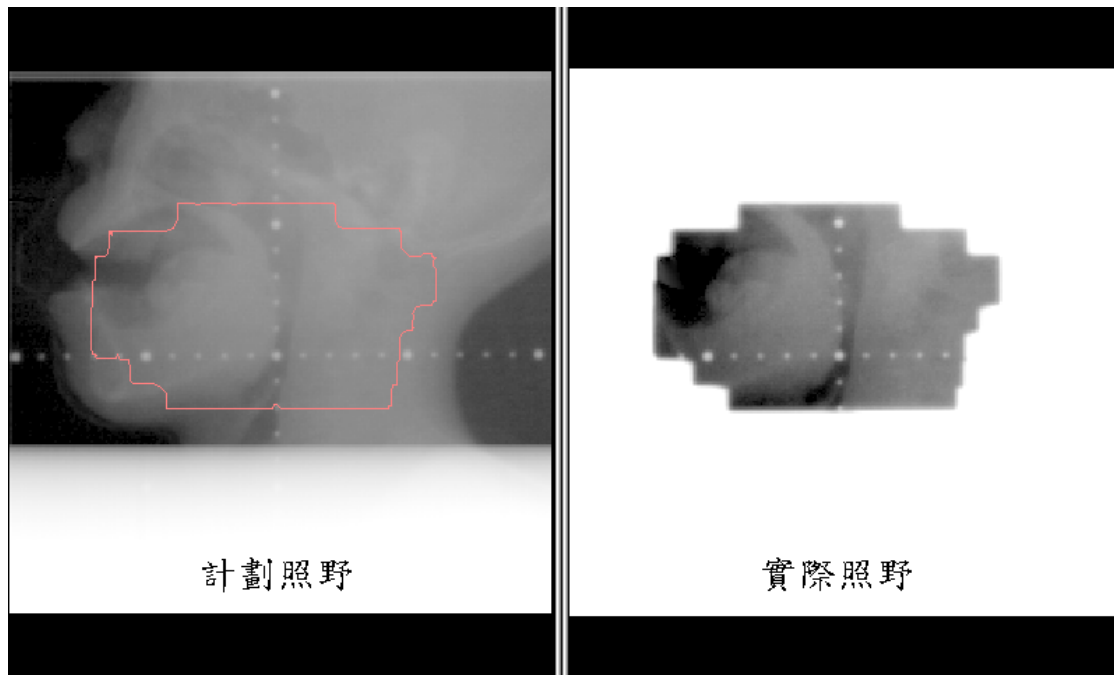


圖 2-16 計劃性照野及實際照野的比對

2.5.3 強度調空放射治療（IMRT）的照野校正

IMRT 的治療方式與 CRT 雷同，都需使用到多葉準直儀，其最大的不同在於，執行 CRT 時多葉準直儀內的葉片是停留在某一個位置上，直到照野治療結束，而執行 IMRT 時多葉準直儀內的葉片卻一直在移動，因此，要判斷葉片停留的位置是否正確，其實是更加的困難了。

本篇論文中，將藉由電子呈像技術及電腦的輔助來精算出計劃性照野及實際照野間的誤差，並藉由其中的誤差來找出是人為的因素，抑或是機器本身出了問題。

第三章 材料與方法

本實驗共計分為三階段，第一階段為利用 Winston Lutz test 來測定 ISO Center 的偏移大小，以便修正治療照野中心，第二階段為修正 MLC 在做 3D Conformal radiotherapy 時葉片偏移大小，最後一階段是利用做 IMRT 治療時，測量 MLC 葉片移動的偏移大小。

為方便本實驗的進行及避免做動物活體實驗，依據實驗的需求做一個水假體（圖 3-1），以便模擬人體內有百分之七十是水的道理。並藉此水假體來做一個實際的治療計劃，然後方能接續上述三階段的實驗。

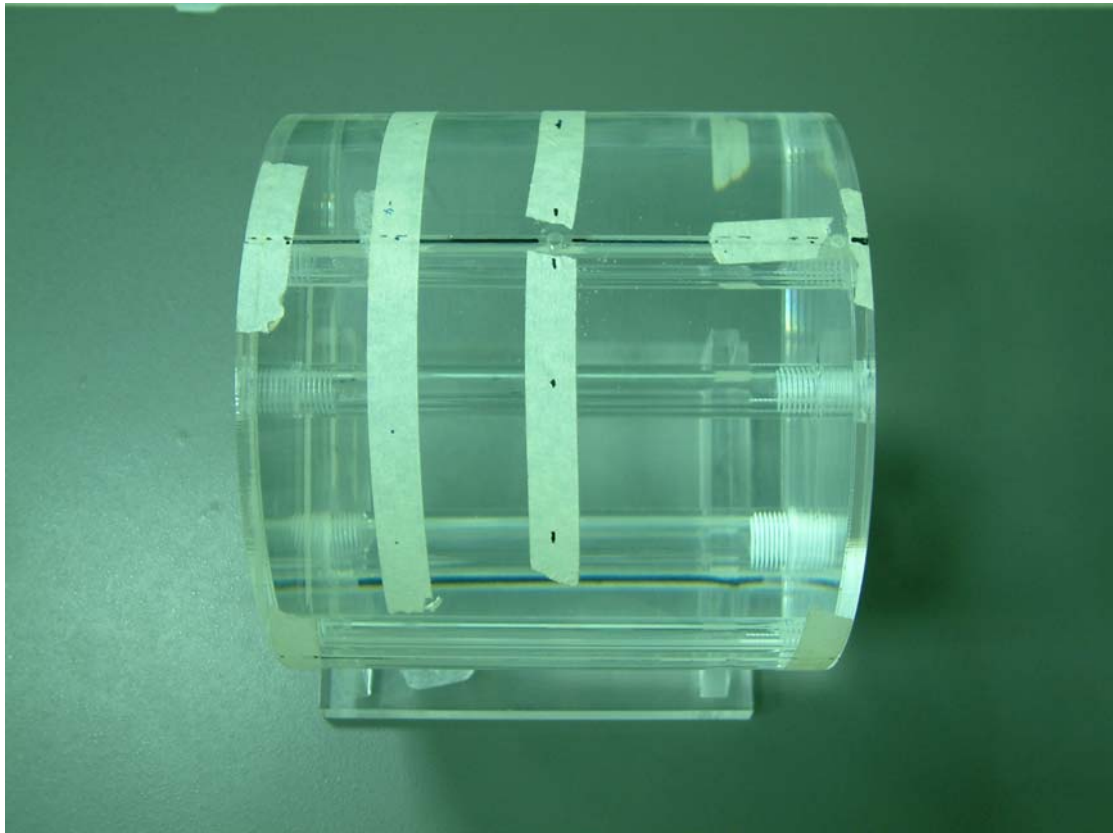


圖 3-1 水假體

3.1 水假體的放射治療計劃模擬

為了本實驗的進行，我們以預先設計好的水假體來進行治療計劃模擬，以便取得治療參數。

3.1.1 水假體的固定及影像的取得

首先，將水假體拿至電腦斷層掃描室，並以定製的機座來固定水假體，以確保水假體在實驗過程裡不至於移動。在水假體上貼三個記號，並用雷射來找出水假體上的中心點。

定位好的水假體，即刻進行電腦斷層掃描，本論文使用奇異公司的 HighSpeed Fxi 電腦斷層掃描儀來進行掃描，掃描條件為 200KV / 120mA 每 3mm 掃描一張 Axial view，共計取得 52 張符合 DICOM Protocol 的影像（圖 3-2）。



圖 3-2 水假體電腦斷層掃描影像

3.1.2 水假體的影像處理

對於所取得的 52 張 DICOM image，使用 Varian Eclipse Planning system 分別來做 image reconstruction、contouring。首先將 52 張 2D image 重組成一 3D image (圖 3-3)，然後在 3D 的影像上，分別標出 Body 及 Target 兩個組織 (圖 3-4)，以便稍後治療計劃的模擬。

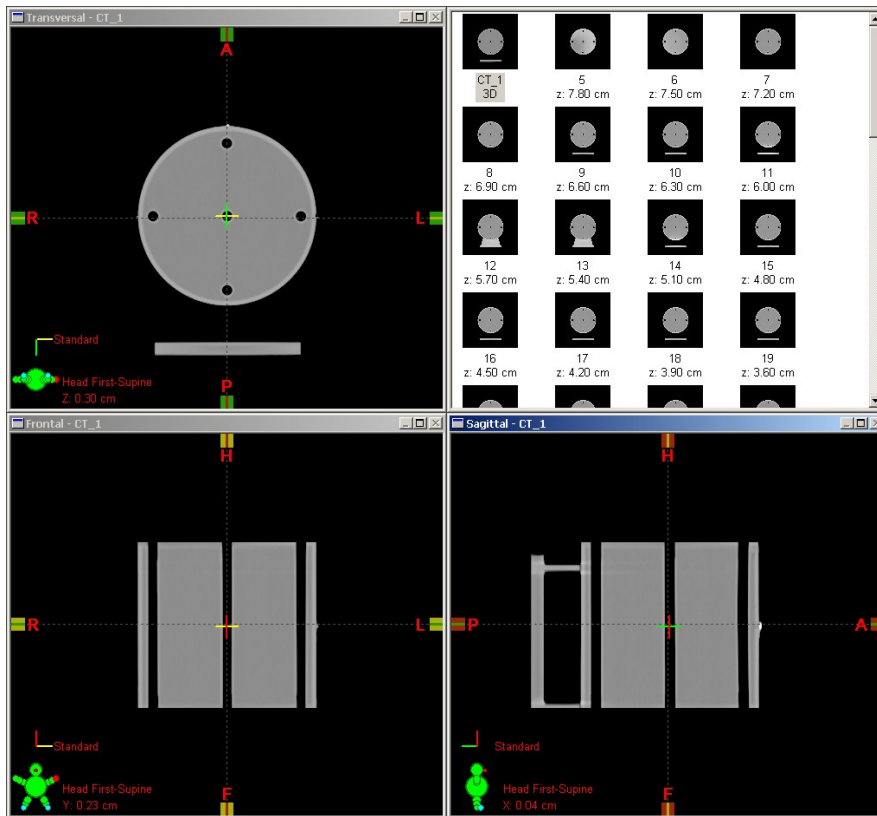


圖 3-3 水假體的 3D 影像重組

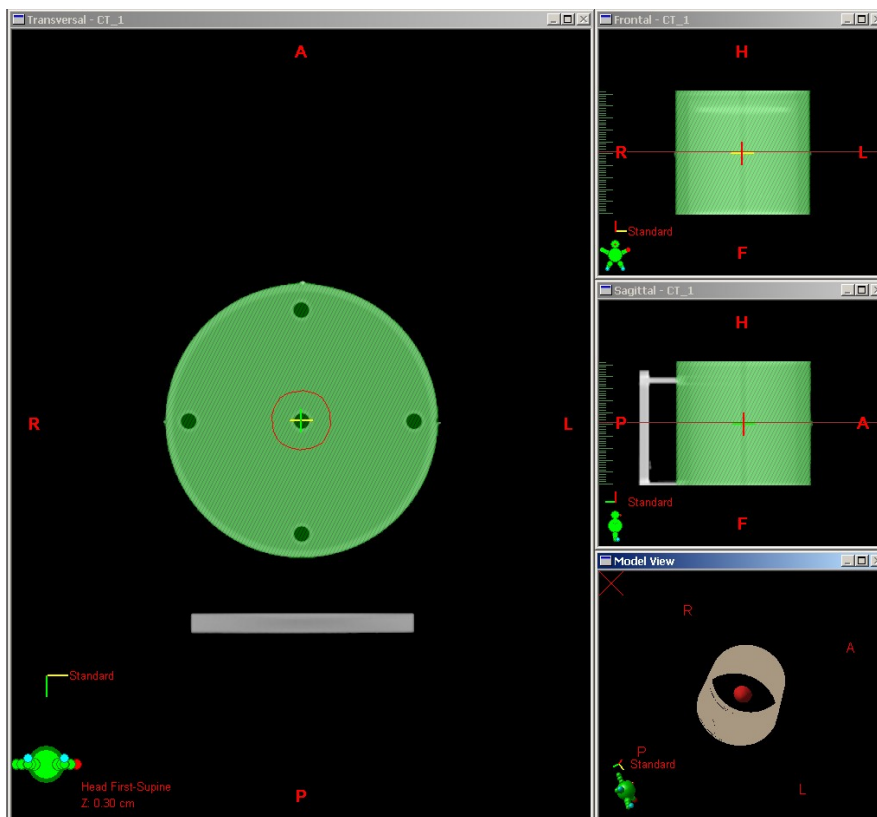


圖 3-4 水假體的模擬器官標定

3.1.3 製作治療計劃

對於治療計劃製作結果的好壞完全取決於物理師個人的經驗，在此我們不詳加介紹。本論文總共要做 3 個不同的計劃，以提供三階段實驗之用。

第一個計劃是設計 10 個治療照野 (圖 3-5)，分別在 Gantry 0 度及 180 度時，Couch 各為 0 度、45 度、90 度、270 度及 315 度，得到這 10 組不同的組合後(圖 3-6)，將其輸出至直線加速器的資料庫內，才能進行第一階段的 Winston Lutz test。

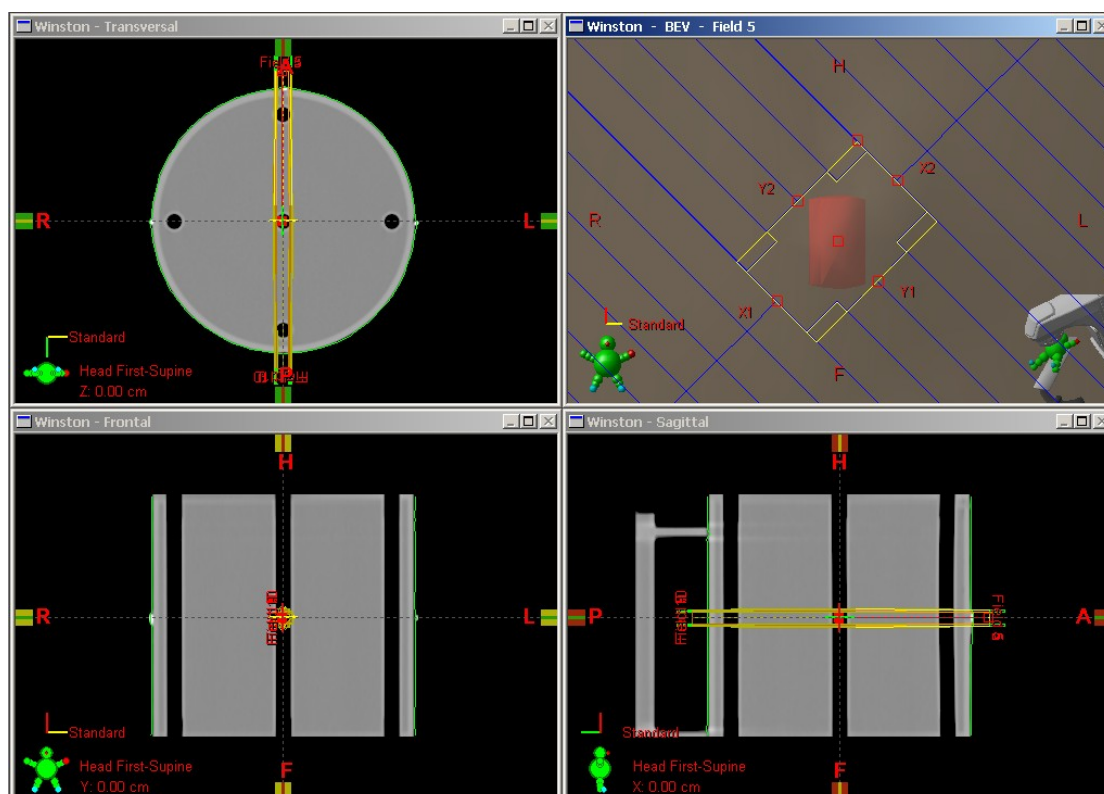


圖 3-5 10 Fields Winston Lutz test

Gantry / Couch

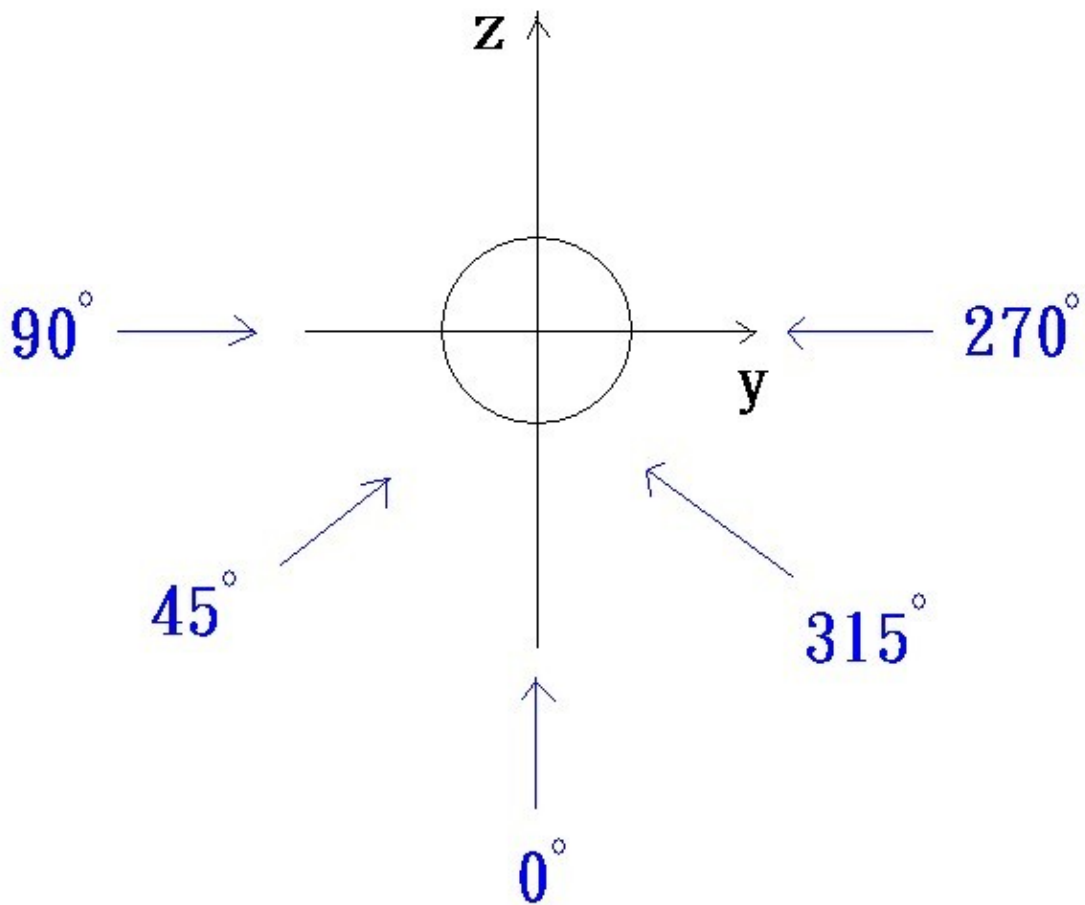


圖 3-6 Gantry rotation & Couch rotation

在第二個及第三個計劃裡，本論文以 5 個治療照野來設定，在 Gantry 0 度、72 度、144 度、216 度及 288 度的方向各擺一個治療照野，然後用 3D CRT 及 IMRT 的治療技術分別產生二組不同的治療參數（圖 3-7）、（圖 3-8），最後將這二組治療計劃輸出至直線加速器的資料庫內，留待稍後進行第二、三階段比對用。由於每個照野的分析方法相同，因此將僅針對 Gantry 為 0 度的照野做分析。

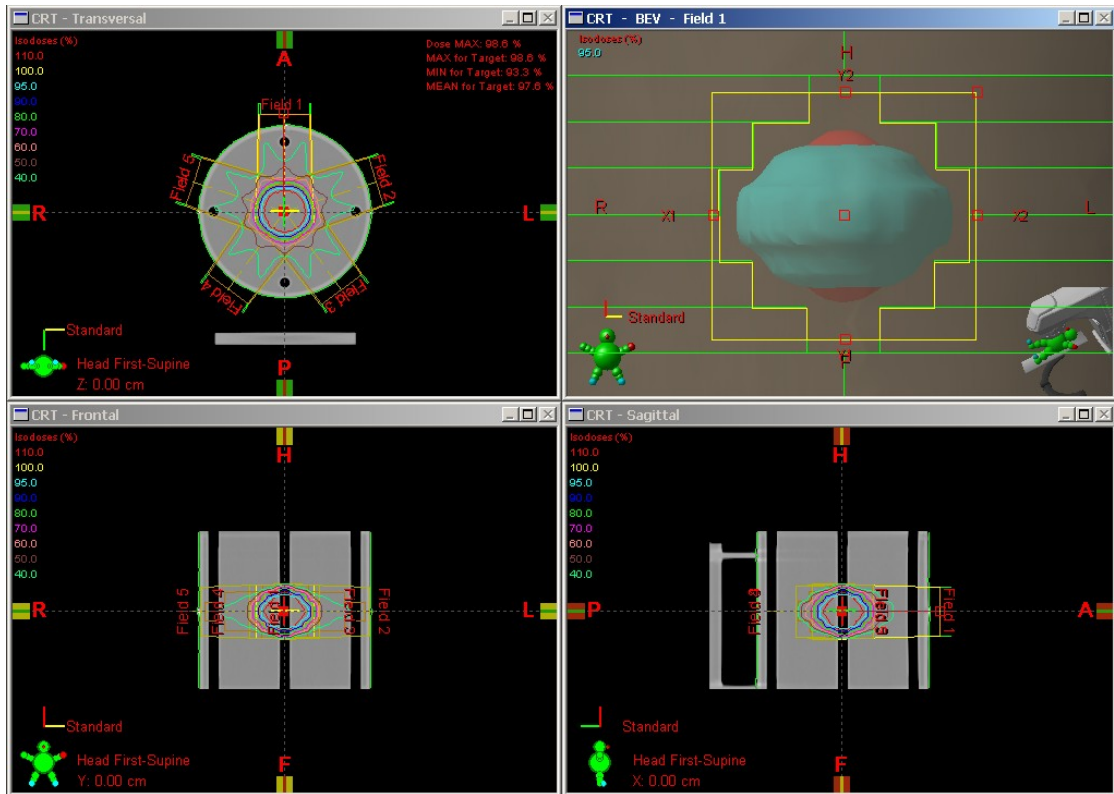


圖 3-7 5 Fields 3D CRT

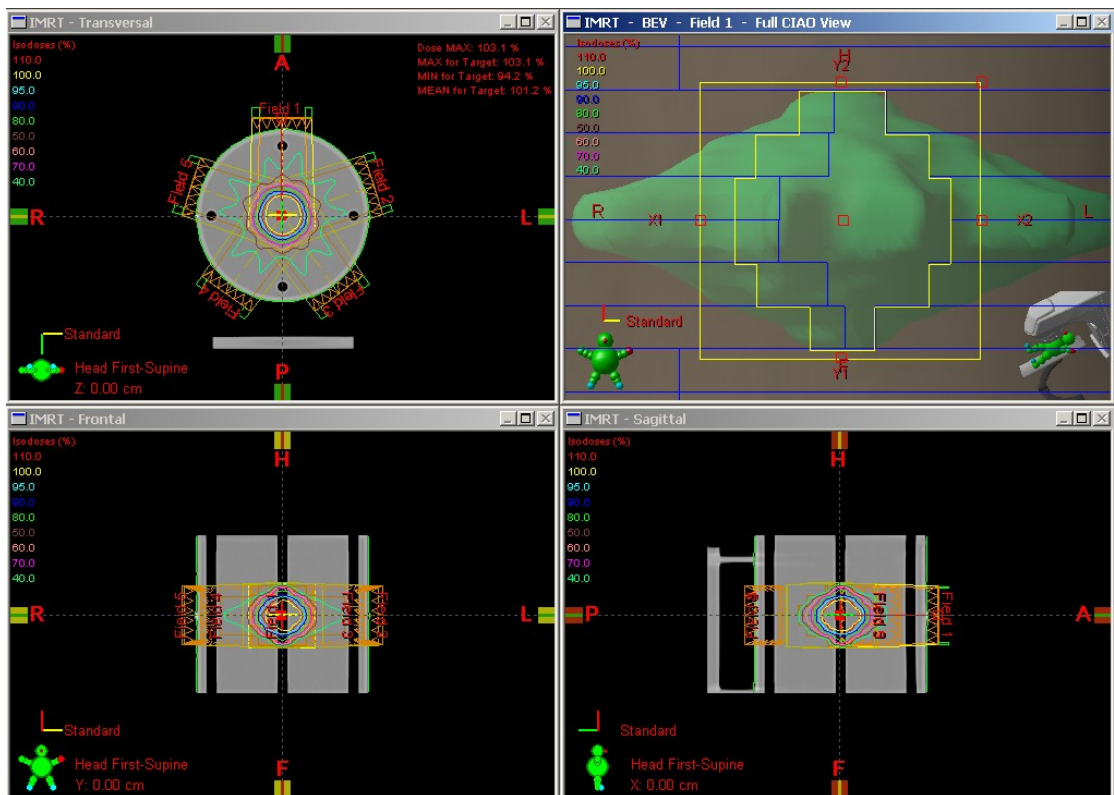


圖 3-8 5 Fields IMRT

3.2 Winston Lutz test

為了測量 Gantry Rotation 及 Couch Rotation 對 ISO Center 移動的影響，總是要做 Winston Lutz test。

在本實驗裡我們將治療計劃參數輸出至 Varian 21EX 的直線加速器，產生 6 MV 的 X 光，照射在 Varian 的電子射束影像呈像裝置（圖 3-9），透過影像擷取流程（圖 3-10），產生射束影像；然後也用 6 MV 的 X 光照射在 Kodak 的 XV film，使其產生射束影像（圖 3-11）、（圖 3-12）。

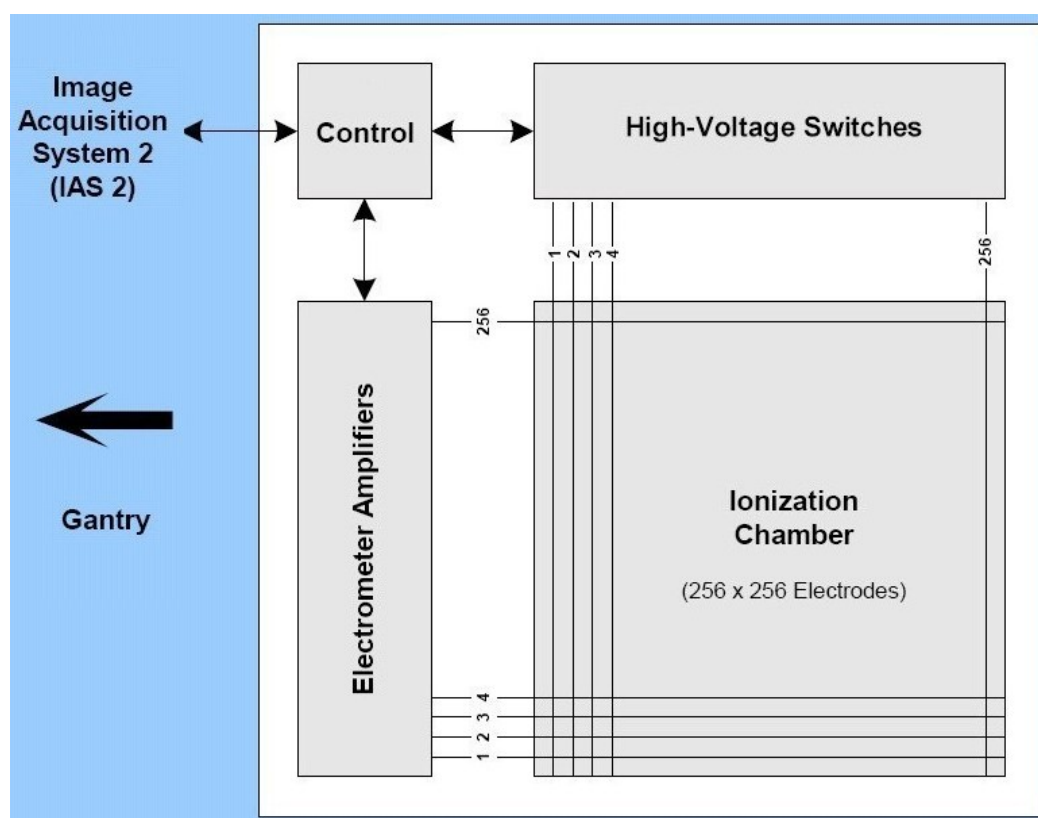


圖 3-9 EPID 影像擷取裝置

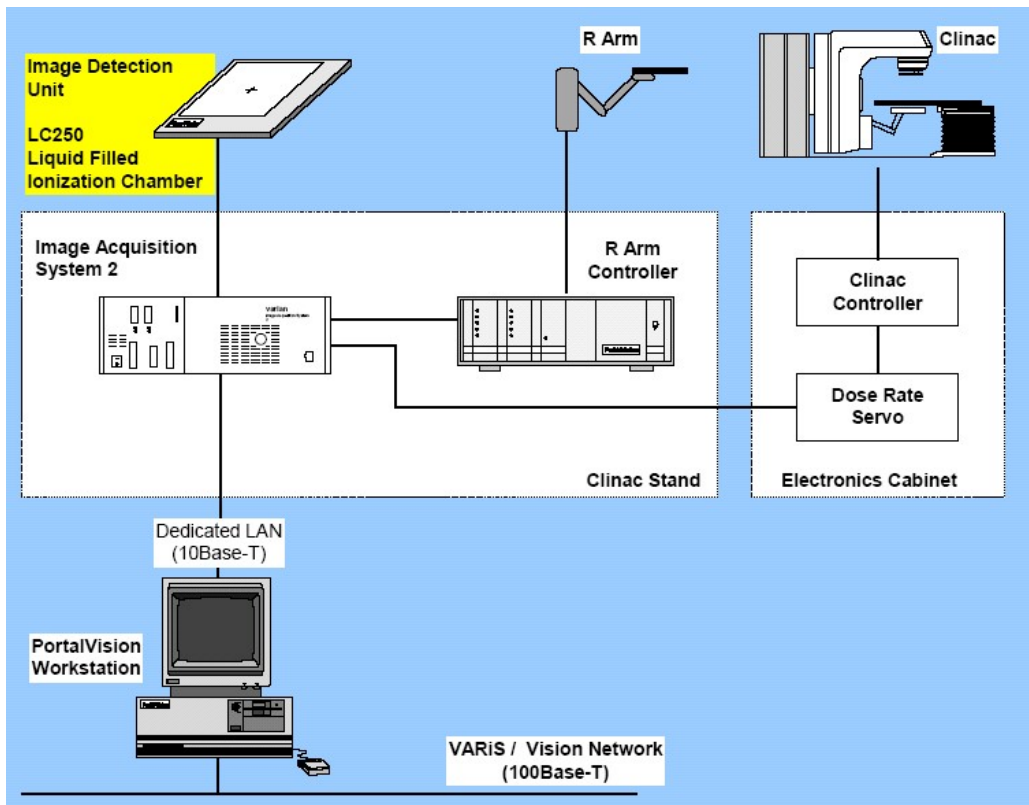


圖 3-10 EPID 影像擷取流程

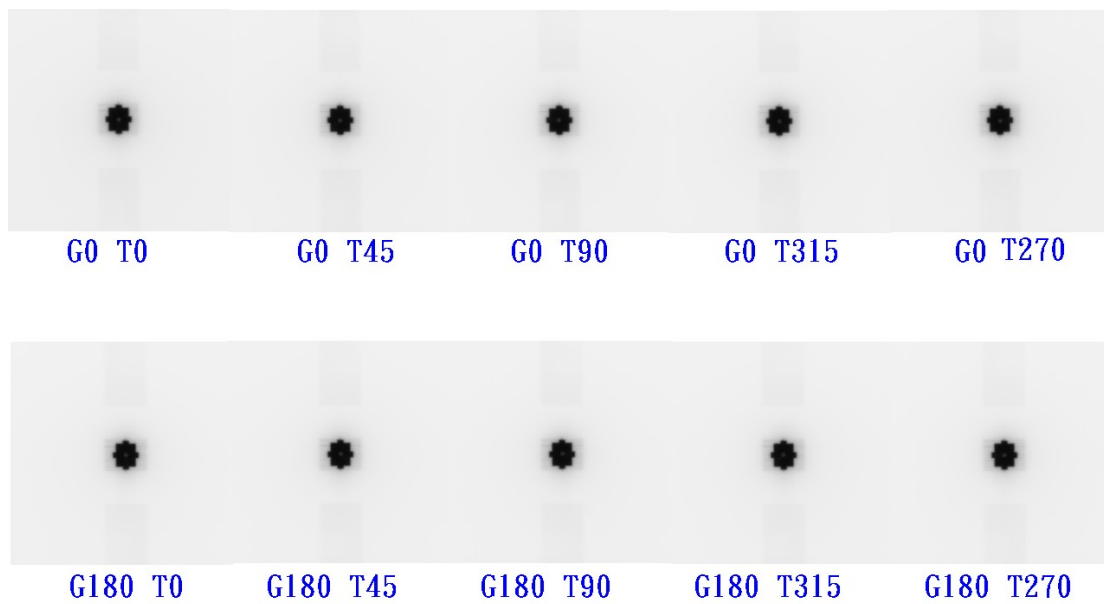


圖 3-11 EPID 呈像

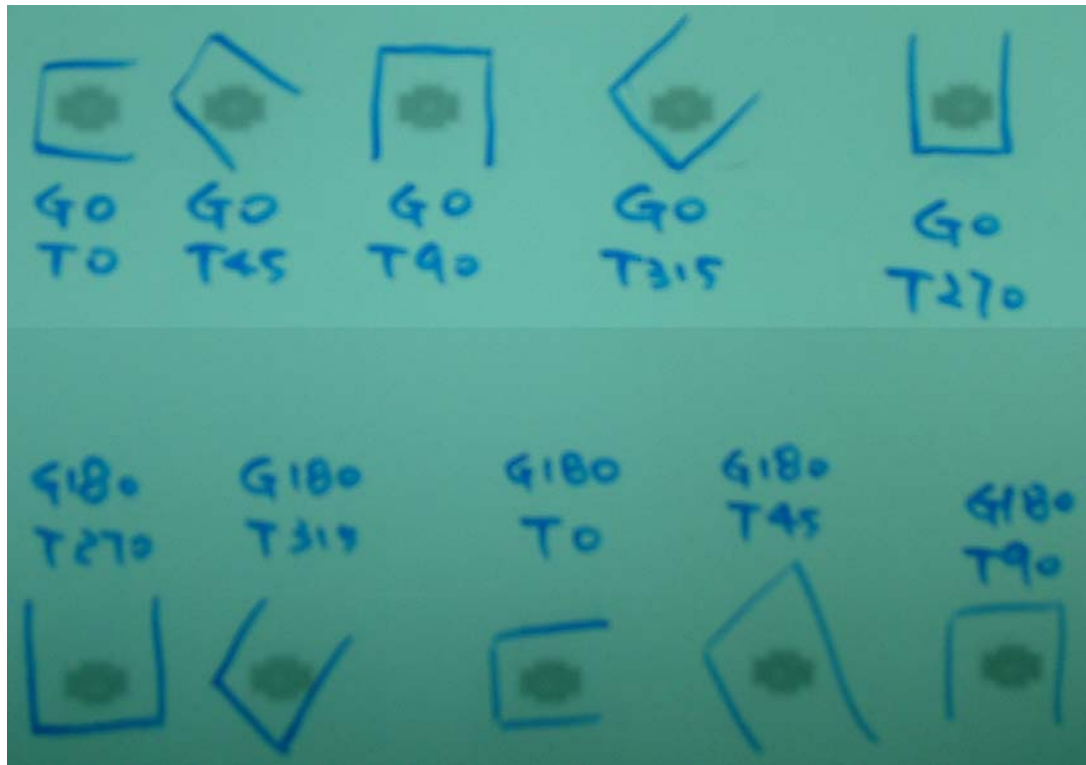


圖 3-12 Kodak XV film 呈像

利用 X 光照射金屬球後，分別在 EPID 及 XV - film 上呈像，藉由影像分析程式分別求出影像中心點及金屬球中心點，求兩點差距，即可得到 ISO Center 的偏移距離，透過距離的修正，便可以找出 ISO Center 的實際位置。

從 EPID 所獲得的影像為 BMP 檔 (256x256x1 Bytes)，Pixel 間距=230/256 mm/pixel，利用設定閾值(pixel value<100) 及(pixel value>20) 的邊界搜尋方法來找尋照野及金屬球的邊緣。

從 Film 所獲得的影像為 600dpi(25.4/600 mm)，設定閾值(pixel value<200)及(pixel value>170)的邊界搜尋方法來找尋照野及金屬球

的邊緣。

影像中心點及金屬球中心點（圖 3-13）：

$$((RM + Rm)/2, (CM + Cm)/2)$$

RM：在所有 row 的 pixel value 裡的最大值

Rm：在所有 row 的 pixel value 裡的最小值

CM：在所有 column 的 pixel value 裡的最大值

Cm：在所有 column 的 pixel value 裡的最小值

求出兩中心點間的差距即為 iso center 的偏移距離。

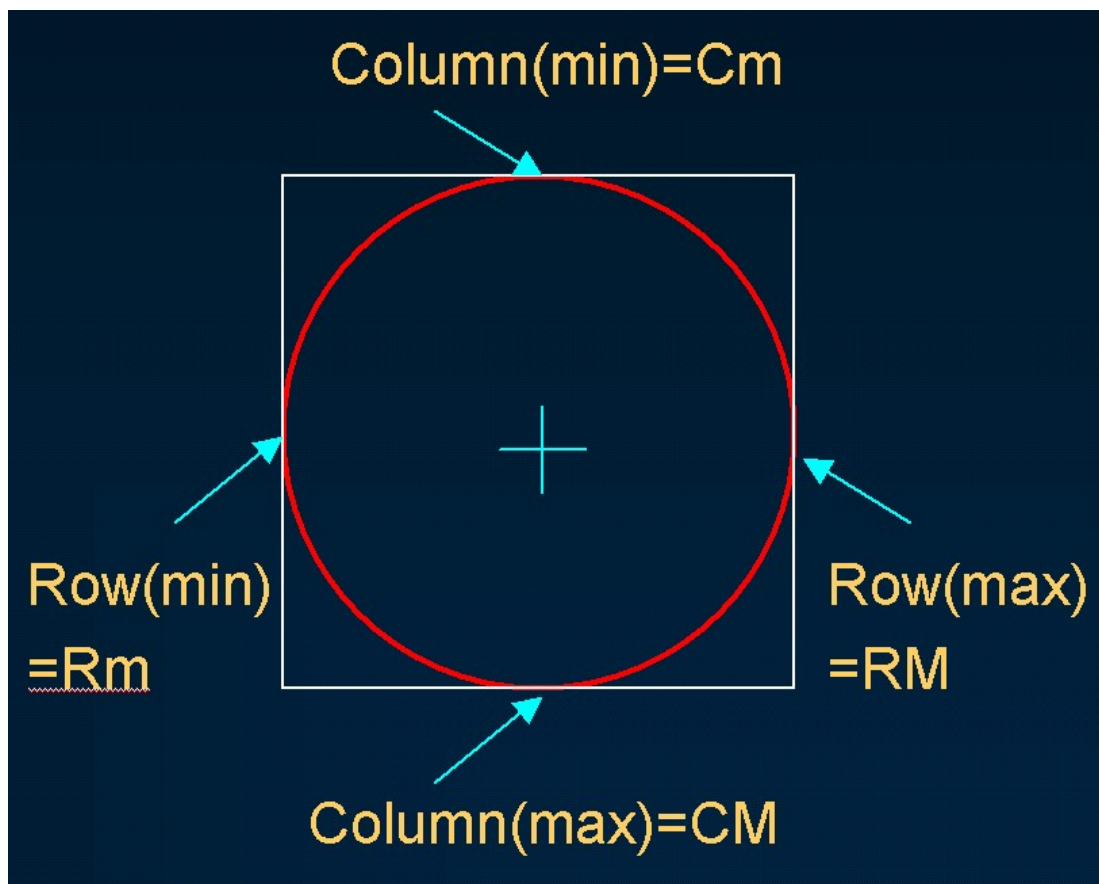


圖 3-13 求影像中心點及金屬球中心點

3.3 3D CRT MLC 葉片校正

將 3D CRT 所得之放射治療參數，輸出至 Varian 21EX 的直線加速器，MLC 將分別開出靜態的 MLC 形狀（圖 3-14），緊接著加速器將放出 6MV 的 X 光，照射在 Varian 的電子射束影像呈像裝置），透過影像擷取流程來產生射束影像（圖 3-15），以便稍後做分析之用。

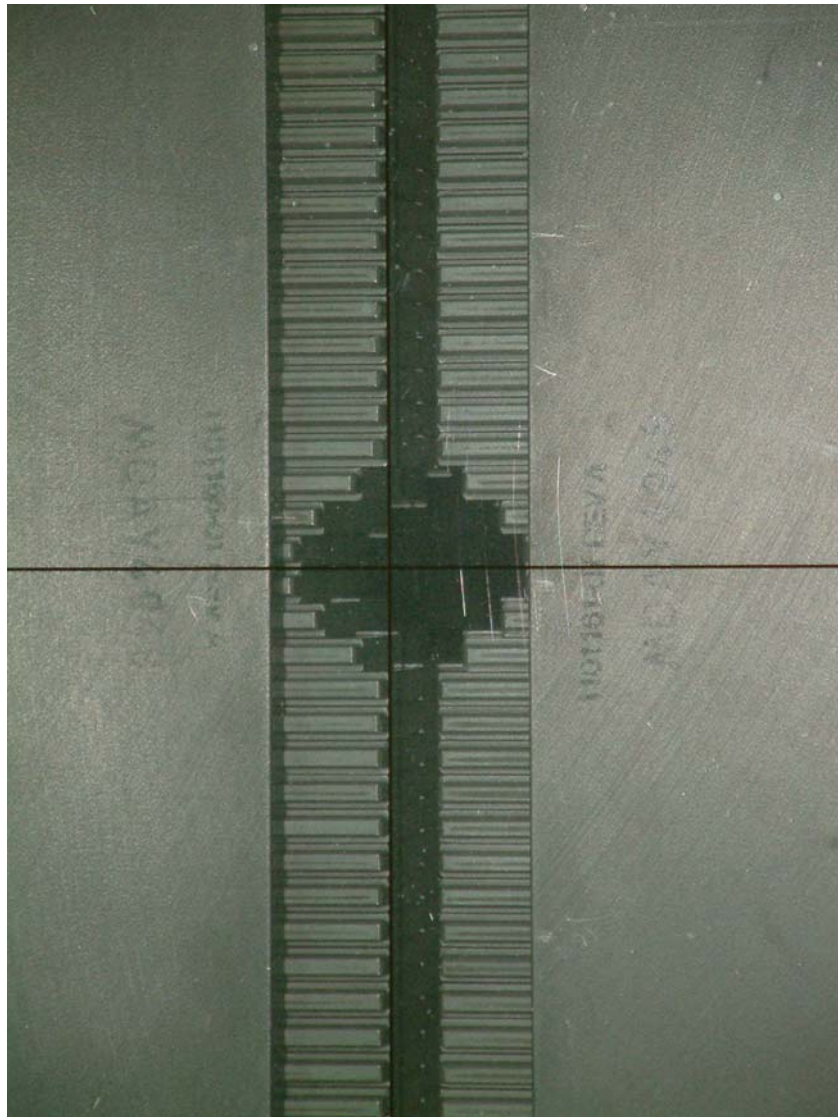


圖 3-14 靜態 MLC

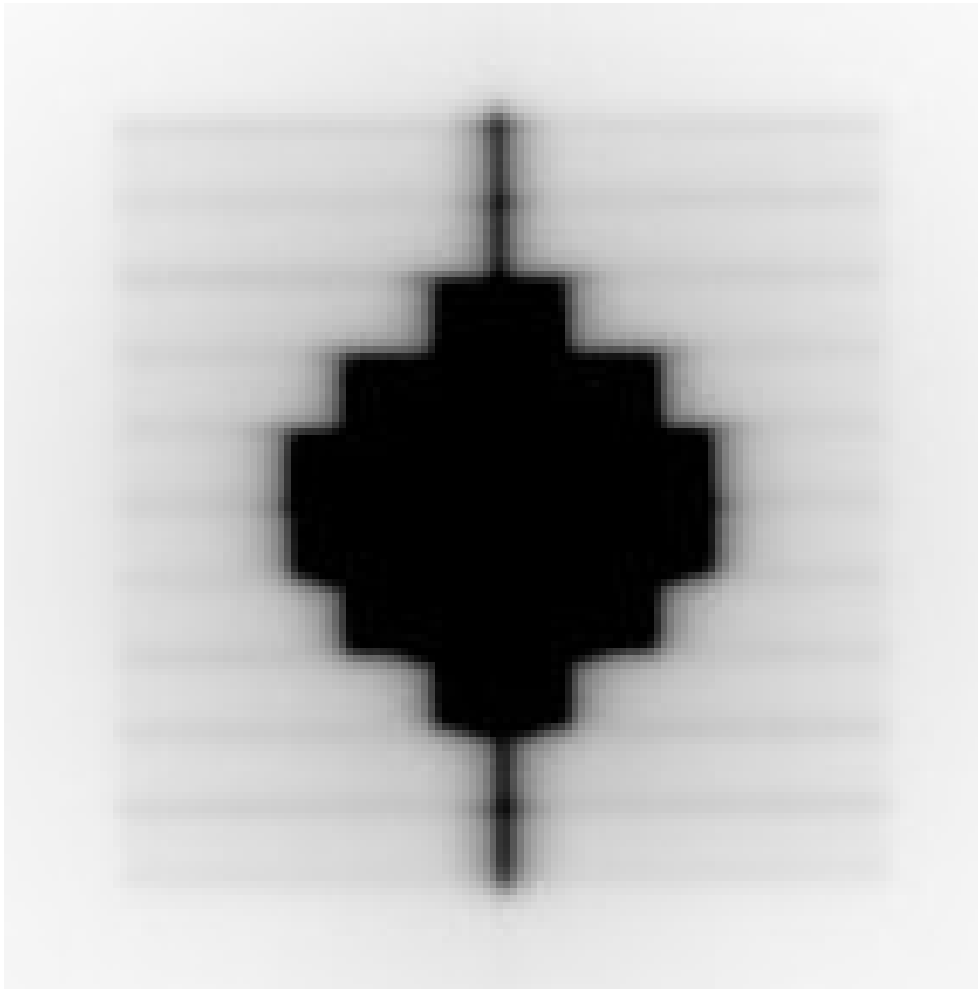


圖 3-15 靜態的 MLC EPID 影像

葉片校正需要比對 MLC Data 以及做影像處理，首先需判斷出 MLC Data 中葉片開的實際位置及數目（圖 3-16），從圖中可以看出 MLC 葉片共有 40 對，在本實驗中只開了 6 對，分別為 Leaf 18A = 0.78、Leaf 19A = 1.95、Leaf 20A = 2.71、Leaf 21A = 2.71、Leaf 22A = 1.99、Leaf 23A = 0.78；Leaf 18B = 0.80、Leaf 19B = 1.98、Leaf 20B = 2.69、Leaf 21B = 2.70、Leaf 22B = 1.97、Leaf 23B = 0.76，其單位為公分。

File Rev = G	Leaf 14A = 0.00	Leaf 14B = -0.00
Treatment = Static	Leaf 15A = 0.00	Leaf 15B = -0.00
Last Name = Water Patient	Leaf 16A = 0.00	Leaf 16B = -0.00
First Name = Water	Leaf 17A = 0.00	Leaf 17B = -0.00
Patient ID = Water	Leaf 18A = 0.78	Leaf 18B = 0.80
Number of Fields = 1	Leaf 19A = 1.95	Leaf 19B = 1.98
Number of Leaves = 80	Leaf 20A = 2.71	Leaf 20B = 2.69
Tolerance = 0.0000	Leaf 21A = 2.71	Leaf 21B = 2.70
	Leaf 22A = 1.99	Leaf 22B = 1.97
	Leaf 23A = 0.78	Leaf 23B = 0.76
Field = segment_1	Leaf 24A = 0.00	Leaf 24B = -0.00
Index = 0.00	Leaf 25A = 0.00	Leaf 25B = -0.00
Carriage Group = 1	Leaf 26A = 0.00	Leaf 26B = -0.00
Operator =	Leaf 27A = 0.00	Leaf 27B = -0.00
Collimator = 0.00	Leaf 28A = 0.00	Leaf 28B = -0.00
Leaf 1A = 0.00	Leaf 1B = -0.00	Leaf 29A = 0.00
Leaf 2A = 0.00	Leaf 2B = -0.00	Leaf 29B = -0.00
Leaf 3A = 0.00	Leaf 3B = -0.00	Leaf 30A = 0.00
Leaf 4A = 0.00	Leaf 4B = -0.00	Leaf 30B = -0.00
Leaf 5A = 0.00	Leaf 5B = -0.00	Leaf 31A = 0.00
Leaf 6A = 0.00	Leaf 6B = -0.00	Leaf 31B = -0.00
Leaf 7A = 0.00	Leaf 7B = -0.00	Leaf 32A = 0.00
Leaf 8A = 0.00	Leaf 8B = -0.00	Leaf 32B = -0.00
Leaf 9A = 0.00	Leaf 9B = -0.00	Leaf 33A = 0.00
Leaf 10A = 0.00	Leaf 10B = -0.00	Leaf 33B = -0.00
Leaf 11A = 0.00	Leaf 11B = -0.00	Leaf 34A = 0.00
Leaf 12A = 0.00	Leaf 12B = -0.00	Leaf 34B = -0.00
Leaf 13A = 0.00	Leaf 13B = -0.00	Leaf 35A = 0.00
		Leaf 35B = -0.00
		Leaf 36A = 0.00
		Leaf 36B = -0.00
		Leaf 37A = 0.00
		Leaf 37B = -0.00
		Leaf 38A = 0.00
		Leaf 38B = -0.00
		Leaf 39A = 0.00
		Leaf 39B = -0.00
		Leaf 40A = 0.00
		Leaf 40B = -0.00

圖 3-16 3D CRT 中葉片開啟的數目及位置

另外從 EPID 所獲得的影像為 BMP 檔 (256x256x1 Bytes)，為了從影像中求出 MLC 葉片停留的位置，利用 Boundary 的方法來找尋 MLC 葉片開啟的邊緣，然後套用公式：

$$LN = (\text{row} - 127.5) * 230 / 256 \quad P(0) \dots \dots \dots (1)$$

$$LN < 0 \text{ 時, } LN = 20 - \text{int}(\text{abs}(LN))$$

$$LN > 0 \text{ 時, } LN = 21 + \text{int}(\text{abs}(LN))$$

$$LP = (\text{column} - 127.5) * 230 / 256 \quad P(0) \dots \dots \dots (2)$$

LP > 0 時 代表 Leaf A side

LP < 0 時 代表 Leaf B side

式(1)、(2) 中 LN 為葉片編號, LP 為葉片停留的位置, P(0) 為 Pixel value = 0, 230/256 代表 230mm/256pixel。式中需將求出的 LN 值都轉成正值, 且無條件捨棄小數點以下位數, 這樣便可得到葉片的編號 (圖 3-17)。

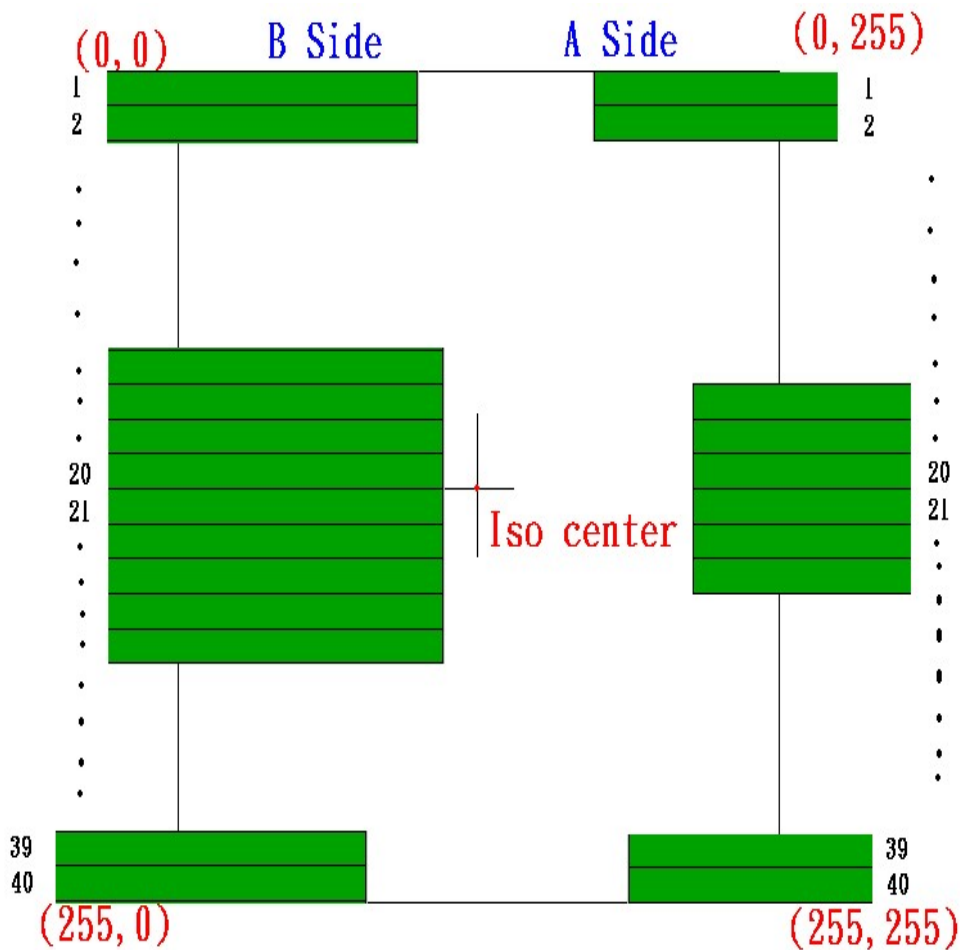


圖 3-17 計算葉片的開啟數目及位置

3.4 IMRT MLC 葉片校正

IMRT 的 MLC 葉片校正方法與 3D CRT 相似，不同的是 IMRT 的葉片為動態的，內部包含數組不同的靜態 MLC 形狀。

將放射治療參數輸出至 Varian 21EX 的直線加速器，MLC 將分別開出動態的 MLC 形狀，然後加速器放出 6MV 的 X 光，照射在 Varian 的電子射束影像呈像裝置，並產生數個不同的射束影像（圖 3-18），因此在分析時比 3D CRT 麻煩許多。

葉片校正方式與 3D CRT MLC 的相同，不同處是在程式讀取 MLC Data 時需正確判斷 MLC 開啟的數目（圖 3-19），從圖中可看出有 7 組不同的 MLC 會分別開啟。

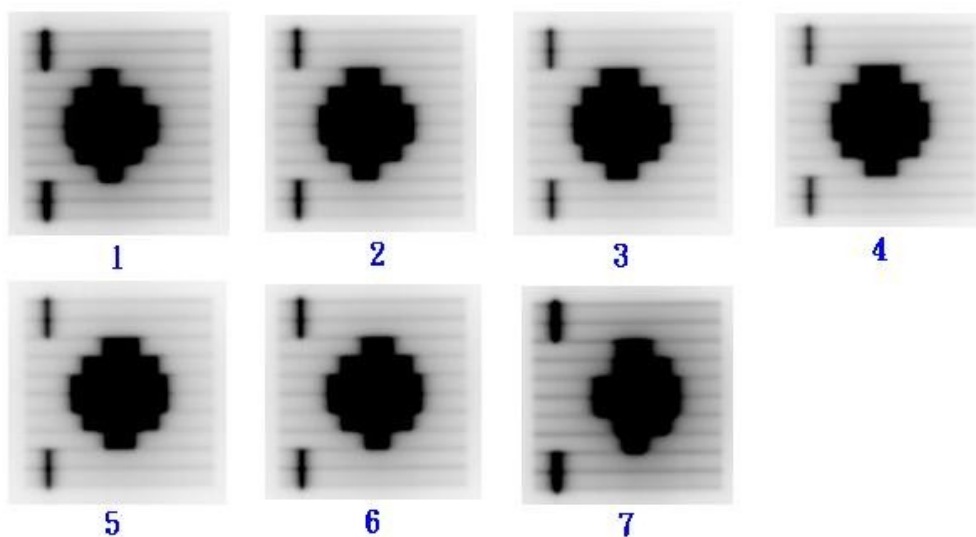


圖 3-18 動態的 MLC EPID 影像

Fik Rev = G	Leaf 14A = -3.80 Leaf 14B = 3.80	Leaf 14A = -3.80 Leaf 14B = 3.80	Leaf 14A = -3.80 Leaf 14B = 3.80
Treatment = Dynamic Dose	Leaf 15A = -3.80 Leaf 15B = 3.80	Leaf 15A = -3.80 Leaf 15B = 3.80	Leaf 15A = -3.80 Leaf 15B = 3.80
Last Name = Water Patient	Leaf 16A = -3.80 Leaf 16B = 3.80	Leaf 16A = -3.80 Leaf 16B = 3.80	Leaf 16A = -3.80 Leaf 16B = 3.80
First Name = Water	Leaf 17A = -3.80 Leaf 17B = 3.80	Leaf 17A = -3.80 Leaf 17B = 3.80	Leaf 17A = -3.80 Leaf 17B = 3.80
Patient ID = Water	Leaf 18A = 0.03 Leaf 18B = 0.76	Leaf 18A = 0.33 Leaf 18B = 0.73	Leaf 18A = 0.68 Leaf 18B = 0.73
Number of Fields = 7	Leaf 19A = 1.07 Leaf 19B = 1.99	Leaf 19A = 1.57 Leaf 19B = 1.99	Leaf 19A = 1.84 Leaf 19B = 1.98
Number of Leaves = 80	Leaf 20A = 1.93 Leaf 20B = 2.50	Leaf 20A = 2.26 Leaf 20B = 2.50	Leaf 20A = 2.48 Leaf 20B = 2.48
Tolerance = 0.2000	Leaf 21A = 1.95 Leaf 21B = 2.50	Leaf 21A = 2.27 Leaf 21B = 2.49	Leaf 21A = 2.47 Leaf 21B = 2.49
	Leaf 22A = 1.07 Leaf 22B = 2.00	Leaf 22A = 1.57 Leaf 22B = 1.98	Leaf 22A = 1.83 Leaf 22B = 1.98
Field = segment_1	Leaf 23A = -0.21 Leaf 23B = 1.00 Field = segment_2	Leaf 23A = 0.44 Leaf 23B = 0.98 Field = segment_3	Leaf 23A = 0.78 Leaf 23B = 0.98
Index = 0.0000	Leaf 24A = -3.80 Leaf 24B = 3.80 Index = 0.1429	Leaf 24A = -3.80 Leaf 24B = 3.80 Index = 0.2857	Leaf 24A = -3.80 Leaf 24B = 3.80
Cassette Group = 1	Leaf 25A = -3.80 Leaf 25B = 3.80 Cassette Group = 1	Leaf 25A = -3.80 Leaf 25B = 3.80 Cassette Group = 1	Leaf 25A = -3.80 Leaf 25B = 3.80
Operator =	Leaf 26A = -3.80 Leaf 26B = 3.80 Operator =	Leaf 26A = -3.80 Leaf 26B = 3.80 Operator =	Leaf 26A = -3.80 Leaf 26B = 3.80
Collimator = 0.00	Leaf 27A = -3.80 Leaf 27B = 3.80 Collimator = 0.00	Leaf 27A = -3.80 Leaf 27B = 3.80 Collimator = 0.00	Leaf 27A = -3.80 Leaf 27B = 3.80
Leaf 1A = -3.80 Leaf 1B = 3.80	Leaf 28A = -3.80 Leaf 28B = 3.80 Leaf 1A = -3.80 Leaf 1B = 3.80	Leaf 28A = -3.80 Leaf 28B = 3.80 Leaf 1A = -3.80 Leaf 1B = 3.80	Leaf 28A = -3.80 Leaf 28B = 3.80
Leaf 2A = -3.80 Leaf 2B = 3.80	Leaf 29A = -3.80 Leaf 29B = 3.80 Leaf 2A = -3.80 Leaf 2B = 3.80	Leaf 29A = -3.80 Leaf 29B = 3.80 Leaf 2A = -3.80 Leaf 2B = 3.80	Leaf 29A = -3.80 Leaf 29B = 3.80
Leaf 3A = -3.80 Leaf 3B = 3.80	Leaf 30A = -3.80 Leaf 30B = 3.80 Leaf 3A = -3.80 Leaf 3B = 3.80	Leaf 30A = -3.80 Leaf 30B = 3.80 Leaf 3A = -3.80 Leaf 3B = 3.80	Leaf 30A = -3.80 Leaf 30B = 3.80
Leaf 4A = -3.80 Leaf 4B = 3.80	Leaf 31A = -3.80 Leaf 31B = 3.80 Leaf 4A = -3.80 Leaf 4B = 3.80	Leaf 31A = -3.80 Leaf 31B = 3.80 Leaf 4A = -3.80 Leaf 4B = 3.80	Leaf 31A = -3.80 Leaf 31B = 3.80
Leaf 5A = -3.80 Leaf 5B = 3.80	Leaf 32A = -3.80 Leaf 32B = 3.80 Leaf 5A = -3.80 Leaf 5B = 3.80	Leaf 32A = -3.80 Leaf 32B = 3.80 Leaf 5A = -3.80 Leaf 5B = 3.80	Leaf 32A = -3.80 Leaf 32B = 3.80
Leaf 6A = -3.80 Leaf 6B = 3.80	Leaf 33A = -3.80 Leaf 33B = 3.80 Leaf 6A = -3.80 Leaf 6B = 3.80	Leaf 33A = -3.80 Leaf 33B = 3.80 Leaf 6A = -3.80 Leaf 6B = 3.80	Leaf 33A = -3.80 Leaf 33B = 3.80
Leaf 7A = -3.80 Leaf 7B = 3.80	Leaf 34A = -3.80 Leaf 34B = 3.80 Leaf 7A = -3.80 Leaf 7B = 3.80	Leaf 34A = -3.80 Leaf 34B = 3.80 Leaf 7A = -3.80 Leaf 7B = 3.80	Leaf 34A = -3.80 Leaf 34B = 3.80
Leaf 8A = -3.80 Leaf 8B = 3.80	Leaf 35A = -3.80 Leaf 35B = 3.80 Leaf 8A = -3.80 Leaf 8B = 3.80	Leaf 35A = -3.80 Leaf 35B = 3.80 Leaf 8A = -3.80 Leaf 8B = 3.80	Leaf 35A = -3.80 Leaf 35B = 3.80
Leaf 9A = -3.80 Leaf 9B = 3.80	Leaf 36A = -3.80 Leaf 36B = 3.80 Leaf 9A = -3.80 Leaf 9B = 3.80	Leaf 36A = -3.80 Leaf 36B = 3.80 Leaf 9A = -3.80 Leaf 9B = 3.80	Leaf 36A = -3.80 Leaf 36B = 3.80
Leaf 10A = -3.80 Leaf 10B = 3.80	Leaf 37A = -3.80 Leaf 37B = 3.80 Leaf 10A = -3.80 Leaf 10B = 3.80	Leaf 37A = -3.80 Leaf 37B = 3.80 Leaf 10A = -3.80 Leaf 10B = 3.80	Leaf 37A = -3.80 Leaf 37B = 3.80
Leaf 11A = -3.80 Leaf 11B = 3.80	Leaf 38A = -3.80 Leaf 38B = 3.80 Leaf 11A = -3.80 Leaf 11B = 3.80	Leaf 38A = -3.80 Leaf 38B = 3.80 Leaf 11A = -3.80 Leaf 11B = 3.80	Leaf 38A = -3.80 Leaf 38B = 3.80
Leaf 12A = -3.80 Leaf 12B = 3.80	Leaf 39A = -3.80 Leaf 39B = 3.80 Leaf 12A = -3.80 Leaf 12B = 3.80	Leaf 39A = -3.80 Leaf 39B = 3.80 Leaf 12A = -3.80 Leaf 12B = 3.80	Leaf 39A = -3.80 Leaf 39B = 3.80
Leaf 13A = -3.80 Leaf 13B = 3.80	Leaf 40A = -3.80 Leaf 40B = 3.80 Leaf 13A = -3.80 Leaf 13B = 3.80	Leaf 40A = -3.80 Leaf 40B = 3.80 Leaf 13A = -3.80 Leaf 13B = 3.80	Leaf 40A = -3.80 Leaf 40B = 3.80

圖 3-19 IMRT 中 MLC 開啟數量及各自葉片開啟的數目及位置

第四章 結果與討論

4.1 ISO Center 的位移分析

經程式分析比對之後，可發現不論是在 Varian 的 EPID 或是 Kodak 的 XV film，其結果與預期接近，ISO Center 確實有些微的偏移。

將得到的影像資料交由電腦程式處理（圖 4-1）（圖 4-2）。實驗 X 光照射在 EPID 上的影像解析度為 0.8984375 mm/pixel，在 XV film 上的影像解析度為 0.042333 mm/pixel，field position 表示 X 光照射範圍的中心點，ball position 表示 Tungsten ball 的中心點，至於 distance (pixel) 和 distance (mm) 則表示 ball position 對 field position 的誤差距離，distance 的值越小表示誤差越小。（表一）是 256*256 resolution, 230mm*230mm distance，其 outside center position 與 ball center position 誤差值都低於 1mm。相較於（表二）XV film 上的影像，600dpi, 25.4mm*25.4mm。由實驗數據中可以看出，其每個位置的 X 光照射所產生之圓球略有不同，可以從電腦程式所跑出之結果得到印證誤差值低於 1mm。

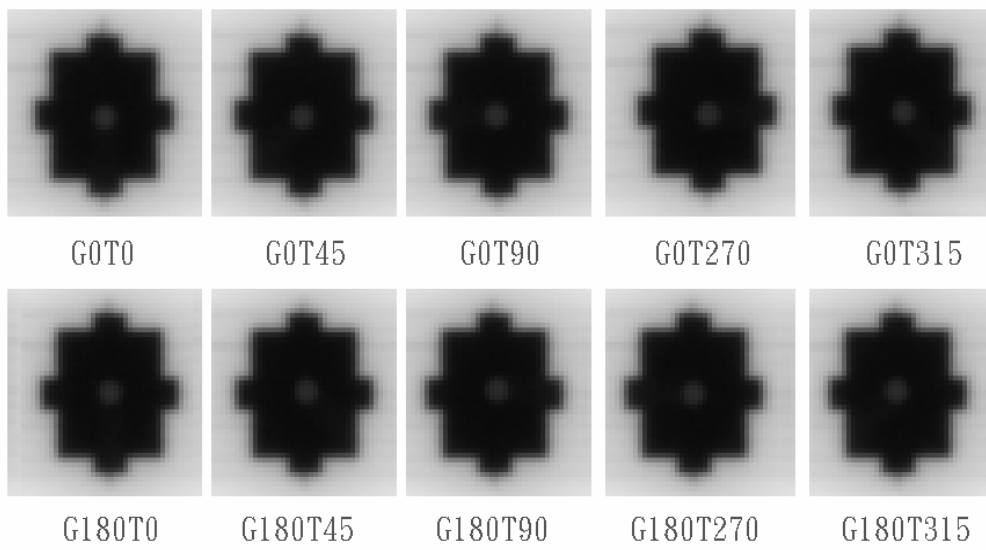


圖 4-1 電腦程式處理後之 EPID 影像

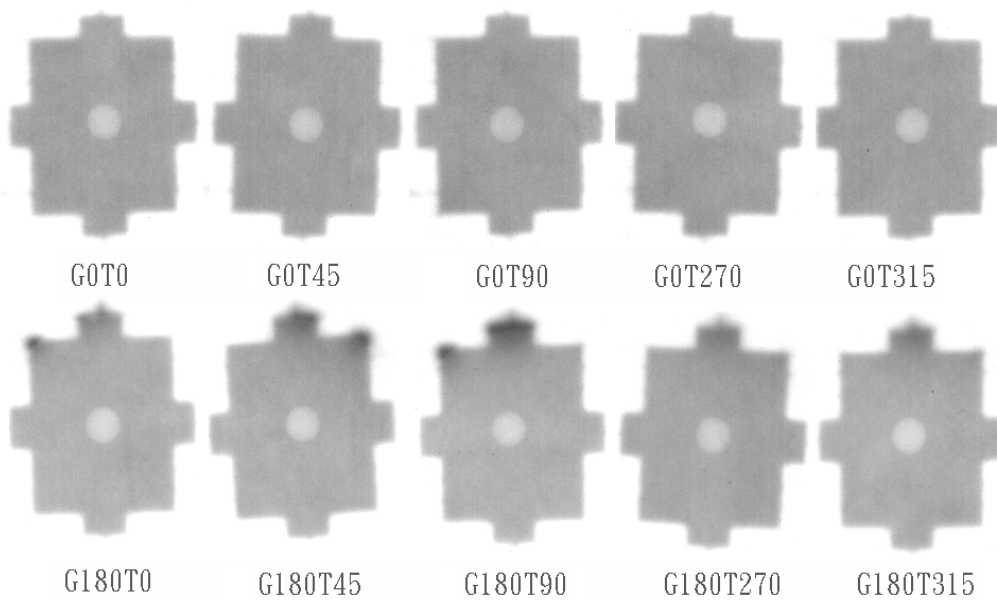


圖 4-2 電腦程式處理後之 XV film 影像

表一 EPID 的 ISO Center 誤差值

	outside position	ball position	distance(pixel)	distance*(mm)
G0T0	(127.449,128.625)	(127.501,128.000)	0.627143	0.563448789
G0T45	(127.581,128.693)	(127.002,128.001)	0.86154	0.774039844
G0T90	(127.799,128.666)	(126.998,128.203)	0.925109	0.831152617
G0T270	(127.827,128.622)	(127.887,127.667)	0.956255	0.859135352
G0T315	(127.840,128.674)	(127.997,128.003)	0.689698	0.619650547
G180T0	(129.965,124.924)	(129.714,125.000)	0.262741	0.236056367
G180T45	(129.909,124.798)	(130.001,125.003)	0.225147	0.202280508
G180T90	(129.930,124.816)	(130.112,125.667)	0.869913	0.781562461
G180T270	(129.927,124.905)	(129.665,124.888)	0.26193	0.235327734
G180T315	(129.549,124.785)	(129.332,125.114)	0.39474	0.354649219
*SSD=140cm , resolution is 230mm/256pixel =0.8984375				

表二 Kodak XV film 的 ISO Center 誤差值

	outside position	ball position	distance(pixel)	distance*(mm)
G0T0	(552.245,506.723)	(558.225,522.335)	16.7176	0.707711733
G0T45	(524.044,499.746)	(521.396,504.118)	5.11123	0.216375403
G0T90	(581.260,517.578)	(571.985,519.561)	9.485	0.401531667
G0T270	(568.556,497.164)	(576.135,517.718)	21.9069	0.9273921
G0T315	(507.395,502.210)	(518.923,508.083)	12.9382	0.547717133
G180T0	(429.986,470.124)	(436.085,460.399)	11.4793	0.485957033
G180T45	(452.834,477.144)	(447.826,470.275)	8.47965	0.35897185
G180T90	(448.376,508.511)	(436.139,504.455)	12.8911	0.545723233
G180T270	(472.656,479.907)	(467.892,476.742)	5.71867	0.242090363
G180T315	(498.608,484.399)	(487.657,488.735)	11.7777	0.4985893
* For portal film resolution is 600dpi, 25.4mm/600dpi = 0.042333				

透過第一階段實驗，可以驗證從 EPID 呈像是一種有效、快速而且精確的評估法，以電腦程式精確計算其誤差，而不是僅憑醫學物理師肉眼來觀察誤差值，不僅能確保治療的精準度，與 Kodak XV film 相較，其處理速度更快且所需費用較便宜，因此有關校正的方法，確實可改用 EPID 電子呈像技術來取代原有的 XV film。

4.2 3D CRT MLC 葉片分析

在第二、三階段，主要是在求葉片移動時偏移的距離，因此需要知道此款 Varian 21Ex 直線加速器的 MLC 共有 40 對的葉片，以 ISO Center 為中心零點，分在 A side 及 B side，各有 40 支葉片，當兩邊葉片：(一) 靠攏在中心線時，葉片移動距離為 0；(二) 遠離中心線時，葉片移動距離為正；(三) 跨越中心線時，葉片移動距離為負。

根據 3D CRT 放射治療參數所獲得的資料，可得到其 MLC (圖 4-3)。從圖中可以發現，先前所模擬的治療計劃只會使用到 6 對的 MLC，所以葉片 1A~17A、24A~40A、1B~17B 及 24B~40B 之移動距離為 0。

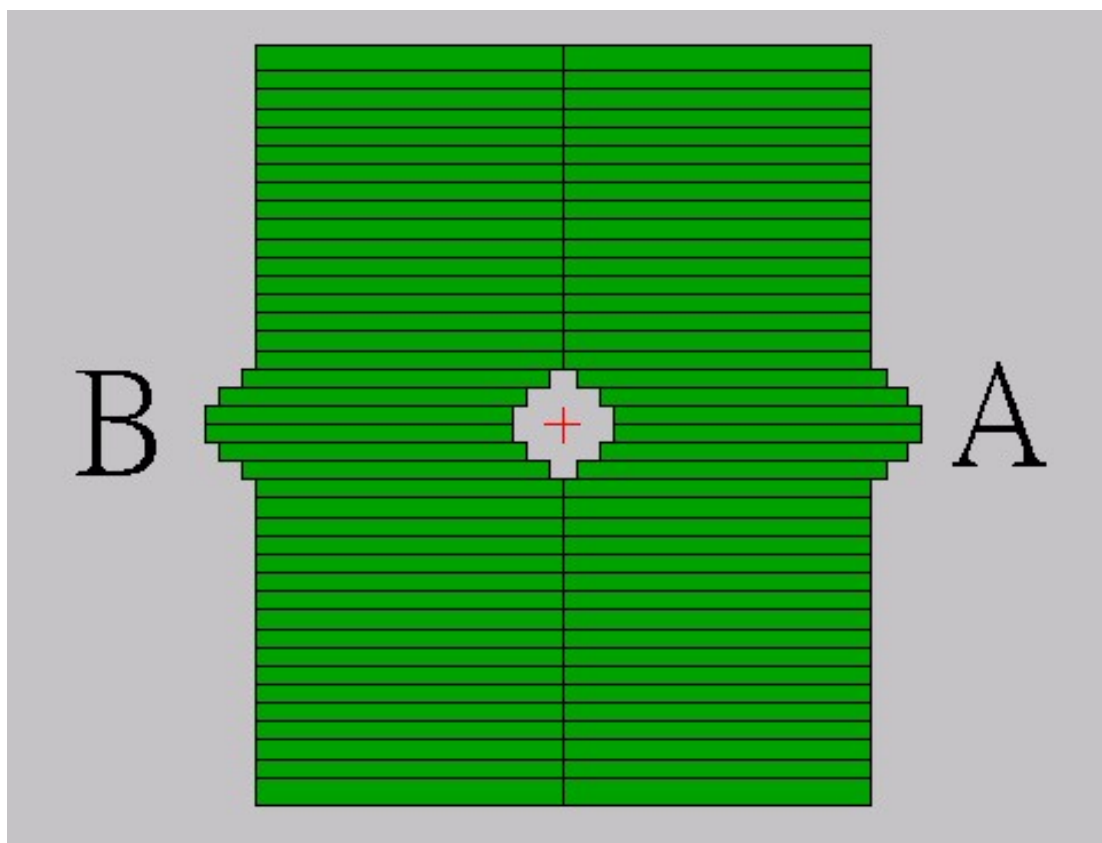


圖 4-3 為 3D CRT 模擬治療計劃所得到的 MLC 參數

隨後，將先前所獲得的 3D CRT EPID 影像經本程式處理後的影像（圖 4-4）並且將之轉換為數據後，再與放射治療參數相比較即可知道每一個葉片的偏移距離（表三）。

由表三，可以發現在 3D CRT 的 MLC，確實存在有葉片偏移的事實，但從數據資料顯示，葉片偏移的距離皆小於 1mm，此誤差值對放射治療來說是可以被接受的，換言之，病患是可以在此機器下接受 3D CRT 的放射治療。

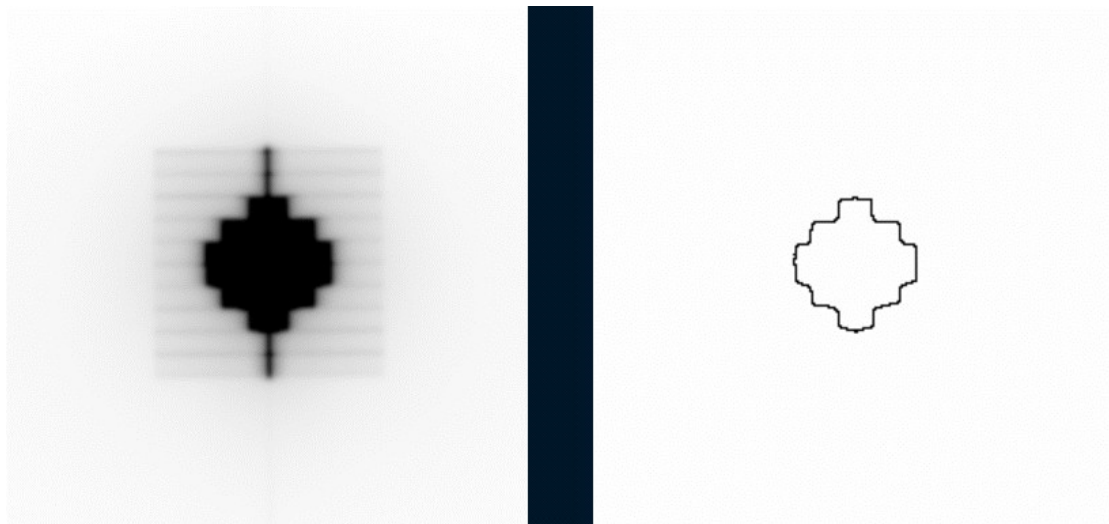


圖 4-4 左邊為原始影像，右邊為處理過的影像

表三 3D CRT 葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.78	9.483256	0.852011	0.072011
Leaf 19A	1.95	22.10655	1.986135	0.036135
Leaf 20A	2.71	30.82125	2.769097	0.059097
Leaf 21A	2.71	30.83135	2.770004	0.060004
Leaf 22A	1.99	23.00956	2.067265	0.077265
Leaf 23A	0.78	9.12616	0.819928	0.039928
Leaf 18B	0.8	9.126004	0.819914	0.019914
Leaf 19B	1.98	22.25887	1.99982	0.01982
Leaf 20B	2.69	30.02965	2.697976	0.007976
Leaf 21B	2.7	30.38611	2.730002	0.030002
Leaf 22B	1.97	22.03816	1.979991	0.009991
Leaf 23B	0.76	8.99935	0.808535	0.048535

4.3 IMRT MLC 葉片分析

從 IMRT 放射治療參數所得到的資料，可得到其動態 MLC 的展開圖（圖 4-5）。

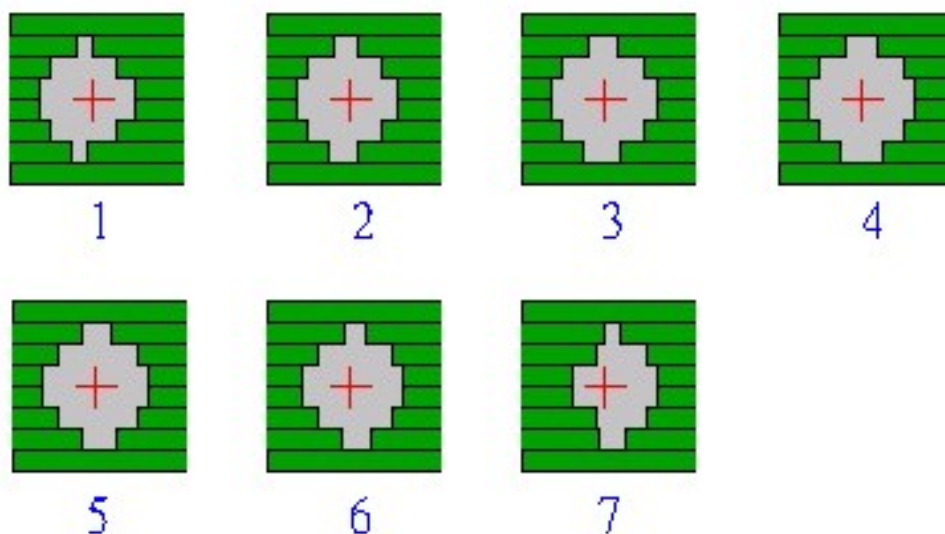


圖 4-5 為 IMRT 模擬治療計劃所得到的 MLC 參數

將先前所獲得的 IMRT 影像經本程式處理後的影像（圖 4-6）並且將之轉換為數據後，再與放射治療參數相比較即可知道每一個葉片的偏移距離。

由 IMRT 模擬治療計劃所得到的參數中，發現它是由 7 個不同的靜態 MLC 所組合而成，恰好與先前所得的 IMRT EPID 影像數目相同，所以必須分別比較 7 組不同的數據（表四 ~ 表十），才能確定此台直線加速器是否可使用於 IMRT 的放射治療技術。

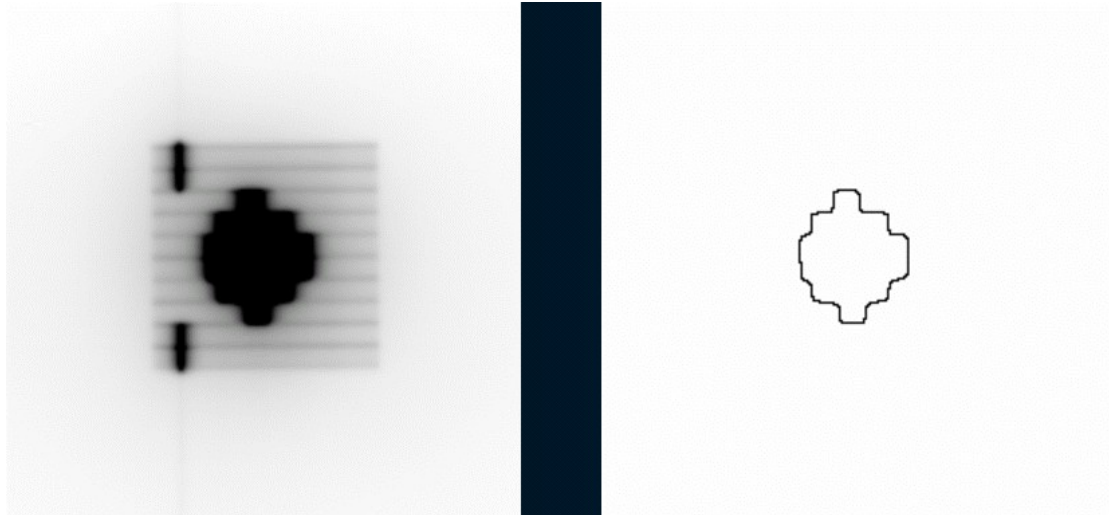


圖 4-6 左邊為原始影像，右邊為處理過的影像

表四 IMRT 第一組 MLC 的葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.03	1.223148	0.109892	0.079892
Leaf 19A	1.07	12.56793	1.12915	0.05915
Leaf 20A	1.93	21.71445	1.950908	0.020908
Leaf 21A	1.95	22.25081	1.999096	0.049096
Leaf 22A	1.07	12.6898	1.140099	0.070099
Leaf 23A	-0.21	-1.55286	-0.13951	0.070485
Leaf 18B	0.76	8.590453	0.771799	0.011799
Leaf 19B	1.99	22.30002	2.003518	0.013518
Leaf 20B	2.5	27.96719	2.512677	0.012677
Leaf 21B	2.5	28.49441	2.560045	0.060045
Leaf 22B	2	22.60661	2.031063	0.031063
Leaf 23B	1	11.48453	1.031813	0.031813

表五 IMRT 第二組 MLC 的葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.33	4.45002	0.399806	0.069806
Leaf 19A	1.57	18.13661	1.629461	0.059461
Leaf 20A	2.26	25.81132	2.318986	0.058986
Leaf 21A	2.27	25.82001	2.319766	0.049766
Leaf 22A	1.57	18.08557	1.624875	0.054875
Leaf 23A	0.44	5.586554	0.501917	0.061917
Leaf 18B	0.73	8.346826	0.74991	0.01991
Leaf 19B	1.99	22.31	2.004414	0.014414
Leaf 20B	2.5	27.9388	2.510127	0.010127
Leaf 21B	2.49	28.2814	2.540907	0.050907
Leaf 22B	1.98	22.2711	2.000919	0.020919
Leaf 23B	0.98	11.13511	1.00042	0.02042

表六 IMRT 第三組 MLC 的葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.68	8.12493	0.729974	0.049974
Leaf 19A	1.84	21.25855	1.909948	0.069948
Leaf 20A	2.48	27.95252	2.511359	0.031359
Leaf 21A	2.47	27.81933	2.499393	0.029393
Leaf 22A	1.83	20.71995	1.861558	0.031558
Leaf 23A	0.78	9.144583	0.821584	0.041584
Leaf 18B	0.73	8.35822	0.750934	0.020934
Leaf 19B	1.98	22.27938	2.001663	0.021663
Leaf 20B	2.48	27.82059	2.499506	0.019506
Leaf 21B	2.49	28.20154	2.533732	0.043732
Leaf 22B	1.98	22.25954	1.999881	0.019881
Leaf 23B	0.98	11.165	1.003105	0.023105

表七 IMRT 第四組 MLC 的葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.74	8.954003	0.804461	0.064461
Leaf 19A	1.96	22.61605	2.031911	0.071911
Leaf 20A	2.48	28.26943	2.539832	0.059832
Leaf 21A	2.49	28.24106	2.537283	0.047283
Leaf 22A	1.97	22.25608	1.99957	0.02957
Leaf 23A	0.97	11.20658	1.006841	0.036841
Leaf 18B	0.73	8.347862	0.750003	0.020003
Leaf 19B	1.98	22.27681	2.001432	0.021432
Leaf 20B	2.48	27.82911	2.500272	0.020272
Leaf 21B	2.49	28.29713	2.54232	0.05232
Leaf 22B	1.98	22.30215	2.003709	0.023709
Leaf 23B	0.98	11.10002	0.997268	0.017268

表八 IMRT 第五組 MLC 的葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.74	8.90856	0.800378	0.060378
Leaf 19A	2	23.16654	2.081369	0.081369
Leaf 20A	2.5	28.51113	2.561547	0.061547
Leaf 21A	2.49	28.08554	2.523311	0.033311
Leaf 22A	2	22.50345	2.021794	0.021794
Leaf 23A	0.99	11.49932	1.033142	0.043142
Leaf 18B	0.64	7.568321	0.679966	0.039966
Leaf 19B	1.79	20.59324	1.850174	0.060174
Leaf 20B	2.44	27.71493	2.490013	0.050013
Leaf 21B	2.44	27.82991	2.500343	0.060343
Leaf 22B	1.78	20.21342	1.816049	0.036049
Leaf 23B	0.7	8.523104	0.765748	0.065748

表九 IMRT 第六組 MLC 的葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.75	9.023581	0.810712	0.060712
Leaf 19A	2	23.10865	2.076168	0.076168
Leaf 20A	2.5	28.50432	2.560935	0.060935
Leaf 21A	2.5	28.40356	2.551882	0.051882
Leaf 22A	2	22.80645	2.049017	0.049017
Leaf 23A	1	11.60567	1.042697	0.042697
Leaf 18B	0.23	2.788653	0.250543	0.020543
Leaf 19B	1.5	17.14985	1.540807	0.040807
Leaf 20B	2.21	24.93726	2.240457	0.030457
Leaf 21B	2.21	25.15594	2.260104	0.050104
Leaf 22B	1.5	17.13921	1.539851	0.039851
Leaf 23B	0.33	4.54632	0.408458	0.078458

表十 IMRT 第七組 MLC 的葉片偏移比較表

葉片編號	預計葉片位置 / cm	實際葉片位置 / pixel	實際葉片位置 / cm	誤差值/ cm
Leaf 18A	0.75	9.008343	0.809343	0.059343
Leaf 19A	2	22.89573	2.057038	0.057038
Leaf 20A	2.5	28.49304	2.559922	0.059922
Leaf 21A	2.5	28.50975	2.561423	0.061423
Leaf 22A	2	22.57893	2.028576	0.028576
Leaf 23A	1	11.36395	1.02098	0.02098
Leaf 18B	-0.05	-1.00047	-0.08989	-0.03989
Leaf 19B	0.35	3.77356	0.339031	-0.01097
Leaf 20B	1.5	16.92453	1.520563	0.020563
Leaf 21B	1.46	16.76594	1.506315	0.046315
Leaf 22B	0.34	3.57832	0.32149	-0.01851
Leaf 23B	0.2	2.349654	0.211102	0.011102

由表四~表十，可以發現在 IMRT 的 MLC，也存在有葉片偏移的事實，但從數據資料顯示，葉片偏移的距離皆小於 1mm，此誤差值對放射治療來說是可以被接受的，換言之，病患是可以在此機器下接受 IMRT 的放射治療。

4.4 結果探討

在進行放射治療時，輸出劑量的準確度一直是被大家所探討的。J. Chang，Jenghwa. Chang，Hagness，Esch 等都曾提出以 EPID 呈像來求出劑量輸出的方法，但對於量測的誤差無法確實處理。Samant 曾利用 EPID 呈像來計算葉片位置，確保輸出劑量的穩定，可惜他的方法只提到用在 3D CRT，而且使用他的方法所求得的值誤差超過限值 1mm。

使用本論文所提出的方法，可以使用在 3D CRT 及 IMRT 確實求出葉片位置，並且讓誤差值低於 1mm。

由前面三階段的結果顯示，在病患接受放射治療的過程裡，直線加速器本身的機械結構也是我們在從事 Quality Assurance 時所必去注意的事項，而不能只專注於 X 光的輸出及放射治療劑量的校正[24]。

實驗結果顯示，ISO Center 偏移的問題，對放射治療治療來說比較容易解決，只要算出實際位移的方向及距離，那便可以在病人做治

療時，將治療的 ISO Center 移往正確的位置即可。另外，關於葉片偏移的問題，其實都在合理範圍，一旦葉片偏移超過 1mm 的範圍時，即可事先了解問題所在，有可能是驅動葉片的馬達（圖 4-7）老舊導致功能不全，並且即刻予以更換，如此便能達到本論文的目的：確保放射治療的品質。



圖 4-7 為驅動葉片（MLC）的馬達

第五章 結論

癌病的治療不再只是外科手術一途了，拜科技所賜，透過高能放射線殺死癌細胞，一樣可以治癒癌症。但，在使用高能放射線治療病患時，有一些事是需要謹慎思考的。

長久以來，大多數人已經知道放射線是無色、無味且不可見的，因此，以放射線治療病人的同時，也有可能傷害到病人。曾有案例提到，病患在接受放射線同位素治療時，因故將放射線同位素留於體內，因而導致病患接受太多放射線劑量而死亡，這個案例讓我們體會到應小心使用放射線。

本論文提出以邊界搜尋的方法，來處理 EPID 的呈像不僅能計算出葉片停留位置誤差小於 1mm，並且適用於 3D CRT 及 IMRT 的治療技術。相信這樣的方法將使劑量的輸出更有保證，應用這樣的方法可以讓我們預先掌握機器的動態，防止因葉片誤差所造成的損害，對接受放射線治療的每一個病患來說應該是更有保障，而這也是我們對生命尊重所應有的表現。

參考文獻

- [1] 羅豪章, 循諾貝爾獎的足跡反溯人類對原子的探索—兼論Kuhn之科學革命觀, 科學教育月刊第243期, October 2001
- [2] John Collins, Jane Lyon, Treatment Report of the Treatment Expert Working Group to the New Zealand Cancer Control Steering Group, September 2003
- [3] R A Meldrum, G O Edwards, J K Chipman, C W Wharton, S W Botchway, G J Hirst, W Shaikh, Multiphoton UV and X-ray micro-irradiation to track intra- and inter-cellular dynamics, Central Laser Facility Annual Report 2000/2001
- [4] ICRP 86 Task Group: P. Ortiz, P. Andreo, J-M. Cosset, A. Dutreix, T. Landberg, L.V. Pinillos, W. Yin, P.J.Biggs, 2002
- [5] Faiz M. Khan, Ph.D. The Physics of Radiation Therapy, 1984
- [6] ICRU Report 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, 1978
- [7] Avinash C. Kak, Malcolm Slaney, Principles of Computerized Tomographic Imaging, 1987
- [8] Joseph P. Hornak, Ph.D. The Basics of MRI, 1996
- [9] Zhi-Pei Liang, Paul C. Lauterbur Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective, October 1999
- [10] J, Chang, G, Mageras, and C.C. Ling, Intensity Modulated Radiation Therapy(IMRT) Verification Using the Frame Averaging Feature of Varian Mark II Electronic Portal Imaging(EPID)
- [11] Jenghwa Chang, Ph.D., Gikas S. Mageras, Ph.D., And Clifton C. Ling, Ph.D., Evaluation Of Rapid Dose Map Acquisition Of A

Scanning Liquid-Filled Ionization Chamber Electronic Portal Imaging Device, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 55, No. 5, Pp. 1432–1445, 2003

- [12] Christopher R. Hagness, Jon J. Kruse and Michael G. Herman, A Simple Model for Clinical Dosimetry with an Electronic Portal Imager, *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference*, July 23-28, 2000, Chicago IL.
- [13] Ann Van Esch, Bianca Vanstraelen, Jan Verstraete, Gerald Kutcher, Dominique Huyskens, Pre-treatment dosimetric verification by means of a liquid-filled electronic portal imaging device during dynamic delivery of intensity modulated treatment fields, *Radiotherapy and Oncology* 60 (2001) 181-190
- [14] Sanjvi samant, Wei Zheng, Jian Wu, Qing Ji, Bentley Burnham¹, Bentley Burnham, Douglas Coffey, Amit Sawant¹, Pradeep Patra, Yunping Zhu and Marc Sontag, Automated Verification of Multileaf Collimation (MLC) using a Siemens EPID.
- [15] Sanjiv Samant, Jian Wu and Wei Zheng, Automated Edge Detection: New Methodologies for Portal Imaging
- [16] Tom Vander Aa, Lieven Eeckhout, Bart Goeman, Hans Vandierendonck, Tanja Van Achterent, Rudy Lauwereins, Koen De Bosschere, Optimizing a 3D image reconstruction algorithm: investigating the interaction between the high-level implementation, the compiler and the architecture, 2002
- [17] ACR Technical Standard for Teleradiology, 10/31/2003
- [18] Allen Y. Chang, A Survey of Geometric Data Structures for Ray Tracing, 1854

- [19]Michael Garland, Quadric-Based Polygonal Surface Simplification,
May 9, 1999
- [20]Daniel Cohen-Or, Yiorgos L. Chrysanthou, Claudio T. Silva, Fredo
Durand, A Survey of Visibility for Walkthrough Applications, IEEE
Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2003
- [21]Jinho Lim, Michael C. Ferrisy, Stephen J. Wright, David M. Shepard,
Matthew A. Earl, An optimization framework for conformal radiation
treatment planning, December 2002
- [22]M van Herk, “Physical aspects of a liquid-filled ionization chamber
with pulsed polarizing voltage,” Med. Phys. Vol, 18, pp. 692-702,
1991
- [23]Hannequin, et al., Phys. Med. Bio., 47, 4329-44, (2002).
- [24]Joseph Y. Ting, Ph.D., And Lawrence W. Davis, M.D., Dose
Verification For Patients Undergoing IMRT, Medical Dosimetry, Vol.
26, No. 2, Pp. 205–213, 2001