放射物理對放射腫瘤醫師的重要性

陳文貴

中山醫學院有機化學科副教授

所謂放射治療是指使用放射線來治療病人，其中「放射線」爲游離輻射線，「病人」則幾乎都是罹患癌症的患者，而使用游離輻射線來治療癌症病人的醫師即是「放射腫瘤醫師」。

由於物理科學的進步，人類能夠利用核能來製造放射性同位素和利用人造加速器來產生高能量的游離輻射線，經過多年的經驗，能夠利用在醫學上治療癌症病人且達到治癒之目的，看似簡單，但其中奧妙無窮。舉例來說，當一位醫學生從學校畢業以後，儘管他已受過良好的內外科訓練，但他却不知道如何來利用游離輻射線治療病人，原因無它，乃因他對放射物理不了解的緣故。

芝加哥若希醫學中心（Rush-Presbyterian-St. Luke's Medical Center）每一位住院醫師必須修滿200小時以上的放射物理課程[1]，才能准許他們參加美國放射腫瘤專科醫師測驗，深覺放射物理學的素養對一位放射腫瘤醫師非常的重要，以下就是筆者的一些心得，分成數項來討論。

一、游離輻射線的歷史背景

游離輻射線的歷史並不長，尤其是百萬伏以上的高能游離輻射線更是現代物理的產物，早期的醫師在完全不了解游離輻射線的特性下使用游離輻射線來治療病人，造成許多痛苦的經驗，所以想成爲一位優秀的放射腫瘤醫師，先了解游離輻射線應用在治療病人的歷史過程是非常重要的。

在1895年11月8日，Roentgen 宣布發現了一種具有相當穿透能力的射線[2]，因爲當時對它的性質不了解，所以稱其爲X射線，隔年居里夫人發現了鐳[3]，從此以後，物理學家開始從事有關X射線及加馮射線的研究，1913年Coolidge[4] 發現使用熱鎢絲及鎢靶的眞空管可得到尖端能量140 KeV的X射線，這是遠隔治療機的基礎，到1922年200 kV的深部治療機也問世了[4]。1932年開始有800～1,000 KV 的X光機出現[5]，接着，迴旋加速器、同步加速器、貝他加速器也都逐漸問世。在1895～1920年間[2]，使用游離輻射線來治療病人的醫師大部分是外科醫師，一開始對游離輻射線能夠使癌症消除的神奇能力大爲震驚，所以第一個反應是「過度樂觀」，認爲先前無法使用傳統方法治療的疾病皆可使用游離輻射線來治療，由於當時都是單一劑量的治療法，所以等到併發症出現，而疾病也沒治好時，又開始呈現「過度悲觀」的反應，認爲游離輻射線一點好處也沒有，這是放射治療的黑暗期。眞正臨床放射治療是從1922年誕生，當Regaud，Coutard[2] 在巴黎的國際耳科會議中宣布晚期的喉癌可用游離輻射線來治癒而且沒有任何因治療而引起的併發症，這是第一次由眞正的放射治療醫師使用游離輻射線來治療病人，而非由認爲放射治療只有一點點作用的外科醫師所操作。1934年Henri Coutard[6] 報告了一種延長分段式（Protracted-Fractional Method）的方法，此種方法奠定了現代放射治療的基礎。

1938年Forssel[7] 指出「不管是否合併外科手術，放射治療的工作包括了三分之二的癌症病人，即使光由業務的觀點來看，一個人要在大醫院中身兼放射治療工作幾乎是不可能的，除非他是天才」，從那時起，放射診斷與放射治療開始分開。1950年以後隨着物理科學的進步，人類開始將反應器所生產的銫－137及鈷－60 放射性同位素製成遠隔治療機及近接治療的射源，同時高能量的游離輻射線也因爲線性加速器的發明而在醫學上應用更廣。近年來，更因醫用放射物理學的進步，而使放射腫瘤醫師能夠更準確的給予腫瘤較高的劑量，而儘量不影響正常組織，使得放射治療在治療癌症的領域上更邁進了一大步。

二、治療機的原理及重要性

治療機的種類由早期的淺部X光治療機（Superficial X-rag），深部X光治療機（Deep X-rag）到現今最常用的鈷六十遠隔治療機及線性加速器，其發展的時間並不長，由於各種治療機皆有其獨特的性質及原理，所以在治療病人之前，先瞭解治療機的性質及原理是非常重要的，茲將各種治療機的特點分述如下：

㈠淺部X光治療機：

指管電壓在50～150KV的X光機所產生的X光，其半值層一般爲1.0～8.0毫米的鋁，射源到皮膚的距離爲15～20公分，由於其能量較低，所以百分之九十的深部劑量只有5毫米，超過5毫米以上，則深部劑量迅速下降，一般只用於皮膚癌的治療。

㈡深部X光治療機：

指管電壓在150～500 KV的X光機所產生的X光，通常都在200～300 KV之間，其半值層爲1.0～4.0毫米的銅，射源到皮膚的距離爲50公分，其最大的劑量點靠近皮膚表面，百分之九十的深部劑量點在皮下2公分左右，百分之五十的深部劑量點在皮下8公分左右，雖然深部治療機的穿透性還不錯，但其最大的限制就是當腫瘤劑量達到所要的值時，皮膚劑量已經非常的高，甚至超過其正常耐受劑量（tolerance dose），所以早期使用深部X光治療機時，常爲高皮膚劑量的問題所限制。

㈢鈷六十遠隔治療機：

鈷六十放射同位素是在反應器中，以中子束撞擊鈷五十九而產生的，鈷六十在蛻變到鎳六十穩定元素的過程中放出貝他粒子（Emax＝0.32 MeV）及兩個不同能量的光子（1.17 MeV及1.33 MeV）平均能量爲1.25 MeV，鈷六十遠隔治療機的優點有：1.最大劑量點在皮下半公分處，皮膚表層祇有百分之四十的劑量，所以此種皮膚節制效應（Skin Sparing Effect），使得放射線治療深部腫瘤時不必太顧慮皮膚的問題。2.機器設計較簡單，很少有故障，所以停機天數非常少。3.半衰期爲5.26年，可以使用很久才換射源。其缺點有：1.因其射源的直徑大小爲1～2公分左右，並非點狀射源，所以其半影區（penumbra）較大，百分之九十與百分之五十的等劑量曲線間的距離相差達半公分之多，所以在作治療計畫時，必須知道實際百分之九十劑量的照野（Field Size）寬度，不能只以光照野的大小爲準。2.由於鈷六十射源即使在不用時，它仍然繼續在蛻變放出能量，所以在治療室內必須放置一區域監測器（Area Monitor），以避免鈷六十射源因機械故障的關係而無法回到“off”位置時，造成工作人員的傷害，除了上述二個缺點以外，鈷六十可算是非常實用的治療機，尤其在台灣由於線性加速器的零件供應不方便的情況下，每一個治療中心擁有一部鈷六十治療機是必須的。

㈣線性加速器：

1970年以後，線性加速器開始應用到放射治療的領域，並成爲放射治療的寵兒，其能量由4 MV到50 MV不等，目前國內擁有的9部線性加速器爲4 MV，10 MV及18 MV三種，而且在未來一年內數量可望增加到15部，其優點如下：1.光子能量高，所以穿透性增加。以10 MV的X光爲例，其最大的劑量點在皮下2～2.5公分左右，所以皮膚節制效應（Skin Sparing Effect）更爲明顯，在皮下10公分處，百分深部劑量高達73%，可治療較深的腫瘤而正常組織受到的影響不大。2.由於其射源幾乎爲點狀射源，所以半影區很小。3.具有電子束，一般在12 MV以上的線性加速器都擁有多種能量的電子束可供選擇來治療，電子束的特點在於從最大劑量點下降到零點的距離非常小，可以運用於淺層的腫瘤治療，（5公分以內）而不傷害到較深的正常組織或器官，一般使用於⑴皮膚或唇部癌，⑵乳癌的胸壁治療或局部追加治療，⑶頸部淋巴腺的追加治療，⑷頭頸部的癌症。儘管上述區域的腫瘤可使用淺部X光治療機、組織內插植法以及切線治療法來治療，但電子束的治療在腫瘤劑量分布的均勻性及減少較深組織劑量方面仍有其獨特的優點。線性加速器的缺點有：1.設備太貴，增加治療成本；2.由於在國內的備用零件太少，常因待料而增加停機的時間。

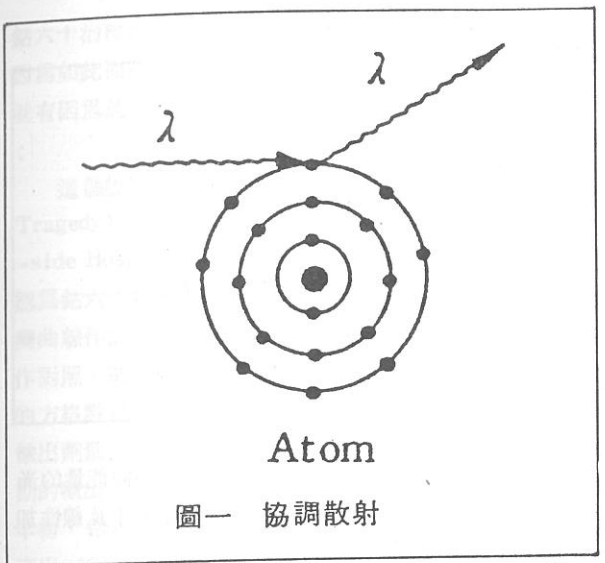
由以上常用的治療機看來，依國內的環境，還是至少擁有一部鈷六十遠隔治療機再配以線性加速器較爲適當，免得因線性加速器的故障而耽誤病人的治療。身爲一個放射腫瘤醫師更應該了解每一部治療機的特性，才能適當的選擇正確的治療機來治療病人。

三、光子與物質的作用

光子進入人體以後，會產生何種作用而將其能量釋放到人體內，這是身爲放射腫瘤醫師所應該瞭解的事情，必須充分了解其物理作用後，才能更進一步知道隨後發生的化學作用及生物效應。不同能量的光子與物質可產生不同的物理反應，其作用依其能量的不同可分爲五種：

㈠協調散射(Cohdrent Scattering)(見圖一)：[8]

又稱典型散射（Classical Scattering）通常發生於非常低能量的光子與高原子序的物質之間，爲光子與原子外層電子的作用，不過入射的光子僅使外層的電子發生



圖一　協調散射

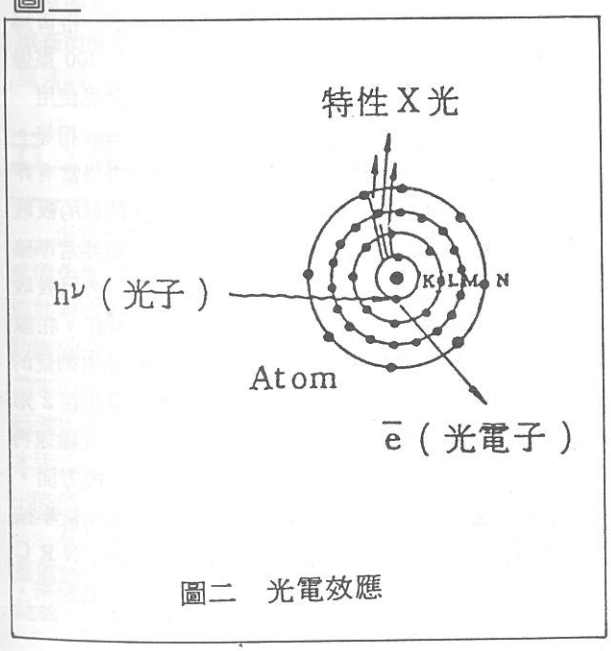
圖一

同頻率的震盪，而此電子馬上以同樣的頻率幅射出能量，即散射出的光子的能量與入射光子能量相同，僅角度有稍微改變而已，此種作用沒有能量喪失，在放射治療中並不重要。

㈡光電效應(Photoelectric Effect)(見圖二)：[8]

所謂光電效應是指光子與原子發生作用而將原子軌道中的電子打出（被打出的電子稱爲光電子），光電子將光子的能量全部吸收，而成爲光電子的動能，此種效應可發生於K.L.M.N. 的任何一層電子中。如圖中，K層電子被打出後，留下一個空洞在K層軌道上，使原子發生不穩定狀態，這個空洞可由外層電子來填補，由於不同層的軌道有不同的束縛能，其外層電子填補內層電子所多出來的能量即以電磁波的方式放出，即所謂的特性X光（Characteristic X-rag），此種現象發生的比率與光子能量增加的三次方成反比，與作用物質的原子序三次方成正比。由於光電效應較容易發生於 150 KeV 以下的光子，爲淺部X光及深部X光與身體作用的主要現象，所以人體骨骼吸收的劑量遠比軟組織吸收的劑量多，這也就是淺部X光治療機及深部X光治療機在治療頭頸部癌症時會造成上下頷骨壞死的原因。

圖二



圖二　光電效應

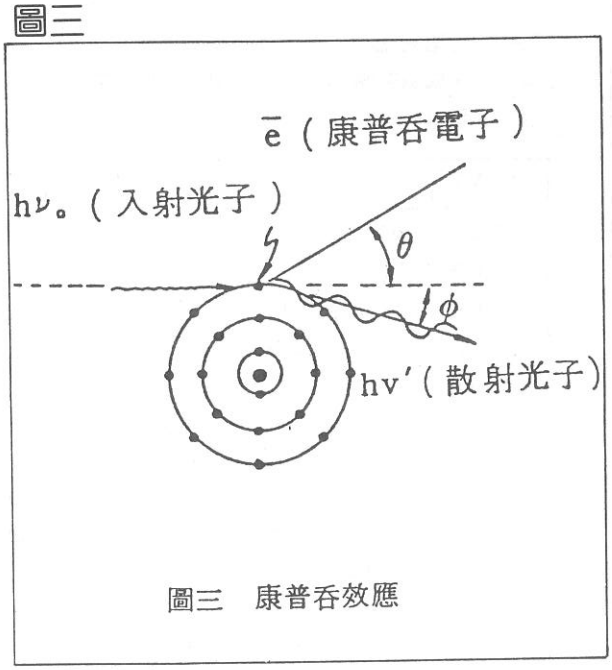
㈢康普吞散射效應(Compton Scattering Effect)：[8]

此效應主要發生於光子與自由電子（在原子最外層幾乎無束縛能的電子）之間的作用。如圖中，電子吸收一部分的能量而以θ角射出，而入射的光子在衰減以後以φ角散射，由於θ或φ角有許多變化，所以光子能量的傳遞也有不同的變化。此種效應因作用在外層自由電子，所以與原子序無關，目前在放射治療最常用的鈷六十治療機及線性加速器所產生的加馬射線及X光與人體的作用即是以此種效應爲主，所以骨骼與軟組織所吸收的劑量差不多，這也是百萬伏以上射線的優點。

㈣成對發生效應(Pair Production)(見圖四)：[8]

當入射光子的能量大於1.02 MeV時，光子的能量可經由成對發生效應的機轉而被吸收。如圖四，當光子行經原子核附近時，因原子核強大的力場而產生一對正負電子，多於1.02 MeV的能量則平均變成正負電子的動能，等到正電子消耗掉所有的動能而慢下來時，就容易被負電子捕捉而產生互毀反應（Annihilation）而產生兩個0.51

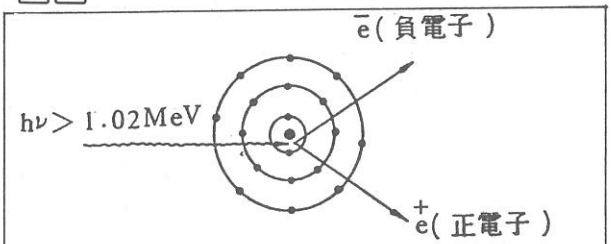
圖三



圖三　康普吞效應

MeV 的光子（如圖五）。成對效應發生的比率隨光子能量的增高而增加，根據表一，我們可知 10 MeV的光子與水作用，最常見的現象爲康普吞效應，佔77%；成對效應爲23%。但當能量增高到 100 MeV 時，康普吞效應爲 16 %而成對效應則高達84 %。

圖四



圖四　成對效應

(五)光分裂效應(Photo Disintegration):

此種現象發生在能量大於7MeV以上的光子，能直接與原子核作用而產生中子，所以在大於 10 MeV以上的高能量X光治療機，必須考慮到中子污染的可能性。原子能委員會醫用線性加速器的安全規定[9] 第九條即說明：當電壓巔值在7 MeV 以上時，應備有必要之防護裝置，以降低中子污染，且在有用的射程內，由中子污染造成之額外中子劑量，不得超過治療劑量之千分之一。

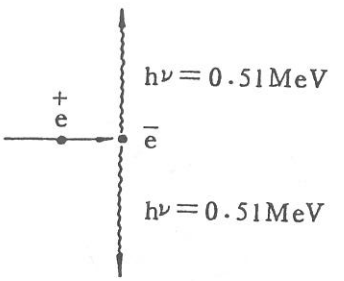
表一

表一　光電效應（τ）、康普吞效應（σ）、成對效應（π）在水中發生的相對比率

(MeV)	τ	σ	π
0.01	95	5	0
0.026	50	50	0
0.060	7	93	0
0.150	0	100	0
4.00	0	94	6
10.00	0	77	23
24.00	0	50	50
100.00	0	16	84

Data from Johns and Cunningham[3]。

圖五



圖五　互毀反應

由以上五種基本反應，我們可以瞭解到不同能量的光子與物質作用的轉機，同時也瞭解到爲何鈷六十及線性加速器成爲最常用的治療機。

四、吸收劑量的測量與計算的重要性

在吸收劑量尚未使用之前的劑量單位爲暴露單位即侖琴[10]，最早的定義爲在標準的溫度與壓力下，使一立方公分的空氣產生一靜電單位稱爲一侖琴；新制單位（SI unit）中，則將暴露單位定義爲庫侖／公斤（空氣）。但是侖琴只能用於 1. X光或加馬射線， 2.只能在空氣中測量， 3.光子能量必須小於 3 MeV，由於現有的線性加速器治療機所產生的高能量X光皆大於 3 MeV，而且還具有電子射束，所以後來發明了一種新的劑量單位叫雷得[10]（rad，乃 radiation absorbed dose 的縮寫），其定義爲每一克物質吸收 100 爾格的能量即爲一雷得，因爲新制單位改吸收劑量單位爲格雷（Gray 簡寫爲 Gy），定義一格雷爲一公斤物質吸收一焦耳的能量，所以一格雷等於 100 雷得，即 1 cGy = 1 rad，目前在發表的文章中常發現使用 cGy 爲吸收劑量單位，乃因其與從前常用的 rad 相等。

由於癌症病人能否治癒與所給予的劑量是否得當有非常大的關係，而其先決條件就是必須做好非常精確的吸收劑量校正，就好像內科醫師給病人吃藥的劑量要非常準確一樣，少了醫不好病，多了又可能要病人的命，所以吸收劑量的校正一般都由受過專門訓練的物理師來擔任。在線性加速器方面，由於電壓或電流的變化會引起輸出劑量的改變，所以必須每天校驗一次，假如所測值的變化在 2 % 以上，則輸出劑量就必須以新的測定值爲準，而且儘速再作一次全面校驗以查明原因。在鈷六十遠隔治療機方面，由於其射源本身以一定的速度在蛻變，所以輸出劑量率按着一定的比率在減少，依照美國核能管制委員會（NRC）的建議是每個月測定輸出劑量率一次[11]。一般說來，

鈷六十治療機極少有輸出劑量不正確的問題發生，但往往因爲如此而疏忽了，以致於發生不可收拾的大錯，在美國就有因爲疏忽而造成的慘痛教訓，茲簡述如下，以供參考：

這個故事的名稱叫河濱悲劇（River-side Radiation Tragedy）[12]，發生於1973年底，位於俄亥俄州的River-side Hospital 換了一位新的放射物理師，這位物理師認爲鈷六十治療機的輸出劑量率只要套入鈷六十射源的蛻變曲線作計算就不須要實地用儀器去測實際輸出劑量率來作對照，結果這位物理師所作的蛻變曲線因看錯方格紙上的方格數目，而使得鈷六十蛻變的速度比實際的快，造成輸出劑量表上的值比實際來得低，而由於他一直沒有作定期的輸出劑量校驗，所以也就無法發現這個錯誤。到1976年初，鈷六十治療機實際的輸出劑量已比所使用的劑量表高出40%，醫生們也逐漸覺得病人罹患嚴重的放射線口腔粘膜炎或拉肚子的情形越來越多，但却沒有人去追究。一直到1976年4月，才有一位剛調來的醫師發現這個醫院接受放射治療的病人所發生的放射線反應比別的地方高出許多，這個有警覺性的醫師馬上去找這位放射物理師重新測定輸出劑量，而發現了此項不可原諒的錯誤，此事件在美國，造成轟動，受害的病人達400人之多。由以上的故事我們可得到一些結論：1.此位物理師若按正常的規定作校驗，一定早就會發現錯誤；2.放射腫瘤醫師缺乏警覺而使得悲劇擴大；3.應該設立雙重檢查系統以監督劑量測量是否按照規定實施或劑量的計算是否正確。

總之，吸收劑量的測定與計算必須是非常的精確，稍一不愼就很容易造成對病人的傷害，所以身爲一位放射腫瘤醫師對於劑量的測量與計算隨時要提高警覺，並且定期檢查治療病歷，以達到監督的作用，這就是筆者在此章所要強調的目的。

五、輻射防護的重要性

游離輻射線可用來治療惡性腫瘤，然而對人體可能造成的傷害也是不爭的事實，儘管任何一個放射治療單位都應該有合格的放射物理師及輻射防護專業人員來負責輻射防護安全，但身爲一位放射腫瘤醫師也應該了解輻射可能帶來的危險性及防護的原理，以便在發生緊急狀況時可以迅速處理而又能保護自己。以下卽簡述輻射防護的三個基本因素：

㈠時間因素：[20]

任何一種游離輻射線的暴露皆與時間有關，如果能將暴露的時間減到最少，則所受到的輻射線的影響也可減到最低。尤其是在作近接治療時，不管是前荷式或後荷式，如果能夠將操作射源的時間縮短，當然所受到的暴露也跟着減少。另外一種情形就是當鈷六十射源因機械故障而無法回到“off”的位置，而醫療人員却必須進入治療室搶救病人出來，那時間就是一個很重要的因素，在治療室裏面停留的時間越短，所受到的暴露就越少。

㈡距離的因素：[20]

大家都知道平方反比定律，卽輻射場的強度與距離的平方成反比，所以當您必須暴露在輻射線中，必須牢記此觀念，例如須要去探視正在作近接治療的病人時（非遙控式），除了儘量縮短時間外，增加距離也是減少輻射線暴露的一個重要因素。另外在蓋置射源時，絕對不可直接用手去抓射源，因爲這會使手部受到非常大的劑量，必須切記使用長夾子來操作。

㈢屏蔽：[20]

屏蔽有兩種，一種是固定式的，一種是活動式的。固定式的屏蔽是指遠隔或近接治療室的四面及上下的牆壁，一般在射柱能夠直接照到的屏蔽稱爲主屏蔽，卽治療機頭旋轉一周所能照到的兩側牆壁、天花板及地板皆是主屏蔽；另外還有兩面不會直接照射到的牆壁稱爲副屏蔽，主要是阻擋散射的輻射線。主屏蔽通常比副屏蔽厚，不過都必須將輻射線減到安全的暴露值內，例如在管制區內輻射工作人員的輻射場強度必須小於2.0 mR/hr[21]，對非輻射工作人員則必須小於0.25 mR/hr[21]。通常在安裝新的治療機或換裝新的射源，原子能委員會都會派人檢查輻射防護是否合乎規定，合格後才准開機治療病人。活動式屏蔽是指可以活動的鉛車或鉛屏風，依不同的用途而有不同的設計，其目的也是希望儘可能減少工作人員所受到的輻射線暴露。

以上三個因素在輻射防護上非常的重要，此外，身爲放射腫瘤醫師對於輻射防護的安全與法規必須熟悉，對於緊急狀況的演練及處理也應該非常熟練，才不會有臨時慌張失措的情形出現。

六、結語

放射腫瘤學與放射物理學的關係是牢不可分的，一個放射腫瘤醫師要提高其癌症治癒率，必須具有良好的放射物理訓練，如此才能正確的使用游離輻射線來治療病人，同時也能降低併發症及復發率。目前原子能委員會正在着手放射物理師的合格認定工作，而準備在放射醫學會中成立放射物理組，這是一個可喜的現象，必須有放射物理學會的成立，才能推動放射物理在學術上的發展，也才能提升放射腫瘤醫師在放射物理學的素養，渴望見到這一天的早日到來。

參考文獻

1. Schedule of Medical Physics Classes for Residents of Therapeutic Radiology in Rush-Presbyterian-St. Luke's Medical Center, 1985.
2. Buschke, & Parker,: Radiation Therapy in Cancer Management; Grune & Stratton, Newyork. 1972.
3. Quimby, E.H.: The First Fifty years of The American Radium Society, 1916–1966.
4. Coolidge, W.D.: Roentgen Ray Tubes. In: Medical Physics. Otto Glasser, ed; Year Book, Chicago, 1950.
5. Buschke, & Parker,: Supervoltage Roentgentherapy; Charles C. Thomas Springfield III. 1950.
6. Coutard, H.: Principles of X-ray Therapy of Malignant Disease. Lancet 2: 1–8, 1934.
7. Forssel, G.: Role of Radiology in Medicine. Radiology 30: 12–18, 1938.
8. Khan, Faiz M.: The physics of Radiation Therapy; Williams & Wilkins, Baltimore & London. 1984.
9. 原子能委員會醫用加速器的安全規定，1986.
10. Johns, & Cunningham,: The physics of Radiology, 4 thed; Charles & Thomas, Springfield III, 1983.
11. Wizenberg, Morris J.: Quality Assurance in Radiation Therapy, A Manual for Technologists. American College of Raidology, 1982.
12. Linda, Stern Rubin: The Riverside Radiation Tragedy; Columbus Monthyl, p. 52–66, 1977.
13. Steel, G.G.: The biological Basis of Radiotherapy; Elsevier, Newyork. 1983. (p.15)
14. Merredith WJ(ed): Radium Dosage. The Manchester System. Edinburgh, Livingstone, Ltd, 1967.
15. Glasser O, Quimby EH, Taylor LS, Weatherwax JL, Morgan RH: Physical Foundations of Radiology, 3rd ed. New York, Harper and Row, 1961.
16. Laughlin, JS, Siler WM, Holodny EI, Ritter FW: A dose description system for interstitital radiation therapy. Am J Roentgenol 89: 470, 1963.
17. Paterson R: The Treatment of Malignant Disease by Radiotherapy Baltimore, The Williams and Wilkins Co. 1963.
18. Henschke UK, Hilaris BS, Mahan GD: Afterloading in interstitial and intracavitary radiation therapy. Am J Roentgenol 90: 386, 1963.
19. Suit HD, Moore EB, Fletcher GH, Worsnop B: Modifications of Fletcher ovoid system for afterloading using standaresize radium tubes (milligram and microgram). Radiology 81: 126, 1963.
20. Shapiro, Jacob: Radiation Protection, A Guide for Scientists and Physicists, 2nd ed.; Harvard University Press, Cambridge, Massachussetts. 1972.