

蒙地卡羅模擬程式分析鉢 192 近接治療射源在骨和肺組織中的劑量分佈

陳弘政¹ 陳為立² 張國華¹

¹馬偕紀念醫院 放射腫瘤科

²國立陽明大學 放射醫學科學研究所

目的：過去許多學者曾提出關於 ^{192}Ir 射源在水中的劑量分佈，但是對於一些組織密度不均勻的區域，如骨頭、鼻咽腔、支氣管及肺臟等部位則鮮有探討。本研究的主要目的即為探討 ^{192}Ir 射源在骨及肺組織中的劑量分佈。

材料與方法：本研究針對目前臨床使用最廣泛的鉢 192 射源，以蒙地卡羅模擬程式計算在水、骨和肺組織中的劑量分佈。計算結果除了與過去其他學者的研究比較外，TLD 測量也同時進行以便驗證蒙地卡羅模擬程式的準確性。

結果：水中的計算結果與 JF Williamson 在 1995 年的結果相比誤差小於 1.6%。而在骨組織中徑向劑量率 (radial dose rate) 則隨著深度降低的比水中多，在半徑 0.1-12cm 距離內與水中差異達 21%。骨組織中非均向函數 (anisotropy function) 在較遠離射源處可能因散射線較水中為多而表現的較接近點射源。在肺組織則是相反的情況，徑向劑量率隨著深度降低情況明顯地比水中少。非均向函數在半徑較近處與水中沒有明顯差異，在半徑較遠處則與水中有明顯差異。TLD 測量結果在接近射源 1-cm 內時有較大誤差，而半徑 3-cm 以上的結果則相當符合 EGS4 模擬程式的計算結果。

結論：本研究以 EGS4 模擬程式所計算出的水中的劑量參數與過去研究之差異小於 2%，骨與肺組織中的計算值與 TLD 的驗證結果也相當符合。研究結果顯示，鉢 192 射源在近接治療的劑量評估上仍有改善空間。本研究所模擬的狀況與實際臨床近接治療仍有一段差距，但不失為對鉢 192 射源特性進一步了解的參考。

[放射治療與腫瘤學 2001; 8(1): 43-53]

關鍵詞：近接治療、鉢 192 射源、不均勻組織、蒙地卡羅計算

前　　言

高劑量率遙控後荷式治療機 (High Dose Rate Remotely Afterloading Machine；簡稱：HDR) 為目前多數醫院使用的近接治療設備，通常此機器內有一顆小型射源，早期有使用 Co-60 或 Cs-137 作為近接治療射源，但目前以使用 Ir-192 者為最多。因其(光子平均能量約為 370 keV 比起 Co-60 (1.25 MeV) 及 Cs-137 (667 keV) 都較適合於短距離的近接治療，在臨牀上常用於如插種治療或腔內治療等侵入性的應用。

近十年來近接治療在臨牀上有極大的進步，一方面由於遙控後荷式近接治療機的改進，使得醫師及其他工作人員在執行近接治療時不必接受輻射曝露，提高醫師使用近接治療的意願。再者小型鉢 192 射源的開發也促使近接治療不侷限在少數部位，而擴展到腦部、鼻咽

腔、支氣管、肺臟、腹腔、骨盆腔乃至於皮膚都是其應用範圍。臨牀上也獲得不錯的治療效果。但是在臨床劑量計算方面並沒有太大的進展，現有程式大部分還是假設射源周圍都是均勻的水，利用西弗積分法 (Sievert integral method) 計算各組織的劑量。1995 年美國醫學物理師學會 (AAPM) 第 43 工作小組 (TG-43) 提出了關於近接治療小射源的劑量計算式 [10]，依照此報告提供的參數及計算式可以更準確地評估劑量，計算的結果雖然可以評估各軟組織所接受的劑量，但對於一些組織密度不均勻的區域，如鼻咽腔、支氣管及肺臟等含有大量空氣的部位或密度比水高出許多的骨頭部位，TG-43 並沒有提供任何的修正參數，因此這些部位的劑量也就無法正確的評估，其劑量的錯估則有可能造成惡性腫瘤復發或嚴重的副作用。

在鉢射源的使用上：國內約 75% 的醫院均



都採用同一家國外廠商 (Mallinckrodt Medical B.V. Holland) 供應的銻 192 射源作為近接治療的放射源，其外觀長度 5mm 直徑 1.1mm，活性強度在購買時約為 370 GBq，廠商所提供之電腦軟體 (Plato BPS) 可以計算此射源在水中的吸收劑量及等劑量分佈曲線。但無法考慮不均勻組織造成的影響。實際上：銻 192 射源的 γ 發射能譜相當複雜；從 110 keV ~ 1090 keV 約有一百一十種能量的 γ 射線[1]，平均能量約為 370 keV。而且射源週圍的劑量梯度很高，使得劑量測量在近接治療方面相對的比較困難。近年來漸漸有許多學者使用蒙地卡羅方法計算銻 192 射源的劑量分佈[4-5,14]，使用的程式如 EGS4、MCNP …等。EGS4 (Electron Gamma Shower ver.4) [13] 是由美國加州史丹福直線加速器中心 (Stanford Linear Accelerator Center) 所研發，也是目前醫學物理界相當多人用來探討輻射效應的模擬程式，適用於光子及電子 1keV~1000GeV 的能量範圍，內含所有常見元素在不同能量的反應截面 (cross-section)、阻擋本領 (stopping power) 及其他的相關物理參數。大部分的輻射與物質作用的現象如光電效應、康普吞效應、成對發生效應及其他關於光子、電子及正子與物質作用的效應都已寫成模擬程式，並且經過完整的測試驗證。AAPM TG-43 Report 中許多計算參數就是由蒙地卡羅模擬程式計算出來的。由目前已經發表的論文得知[4-6, 10-11, 14]；大多數還是假設環境為水的情況進行劑量計算，對於骨組織及肺組織中的劑量分佈仍不得而知。因此本研究最主要的目的在於運用 EGS4 蒙地卡羅模擬程式計算出銻 192 射源在各種組織中的劑量分佈，並以熱發光劑量計測量驗證，作為臨床近接放射治療時的參考。

材料與方法

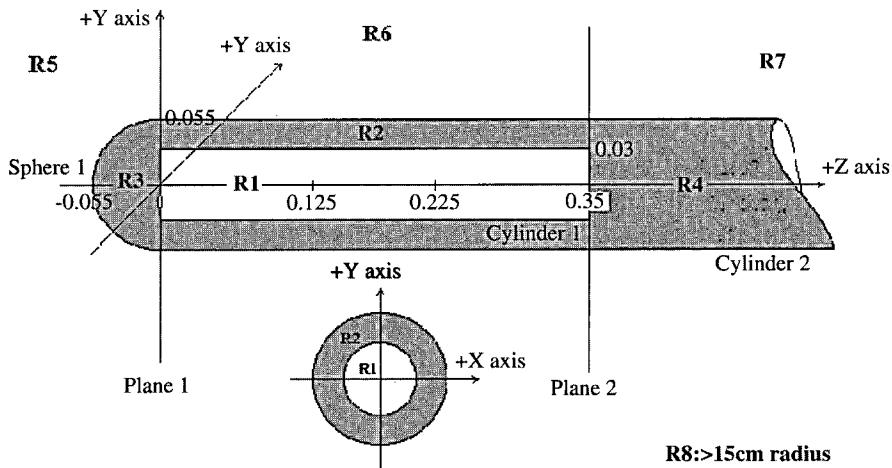
A. 蒙第卡羅法模擬計算

蒙地卡羅模擬程式建立在最基礎的物理現象上，因為光子在通過物質時可能會發生調和散射、光電效應、康普吞效應或成對發生效應及其他…等各種作用，而各個效應發生機率的高低由光子本身的能量及作用物質的種類決定，光子與物質發生作用之後產生的電子將繼續與

物質作用發生激發或游離。低能電子釋放能量在近處，能量較高的電子可能沿著其路徑釋放能量或發生制動輻射，隨著深度越深所產生的電子及光子數量越來越多但其能量卻越來越低，直到所有的能量都釋放在物質中。另外，輻射與物質的作用是機率性的，EGS4 蒙地卡羅模擬程式將各種物理模式寫入程式中再依其當時產生的亂數隨機決定每一個粒子發生的作用。換句話說：蒙地卡羅法是以大數量的粒子依據物理法則隨機發生作用產生遷移及能量轉移，因此；只要將射源和周圍環境的幾何形狀及構成材質寫入程式中，就可以經由大數量的粒子遷移得到空間中的劑量分佈。

本研究總共完成四個 EGS4 模擬程式，分別是：(1) 計算銻 192 射源在水假體中的劑量分佈 (2) 計算銻 192 射源在骨假體中的劑量分佈 (3) 計算銻 192 射源在肺假體中的劑量分佈 (4) 計算銻 192 射源在水-空氣假體中的劑量分佈。基本上：前三個模擬程式在射源及假體的幾何結構上完全相同，唯一不同的只是假體的材質及密度，第四個程式則用於計算銻 192 射源在水-空氣假體中的劑量分佈。所有的模擬運算在遷移電子時都採用 PRESTA (The Parameter Reduced Electron-Step Transport Algorithm) 理論加以修正，其中關於電子損失能量的參數 ESTEPE 預設為 0.4。對於光子遷移我們將其截止能量及產生光子的低限能量設定在 1 keV (PCUT = AP = 0.001MeV)，電子遷移的截止能量及產生(射線的低限能量設定在 10 keV (ECUT = AE = 0.521MeV)。在模擬粒子遷移時所取用的輻射作用參數：如質量衰減係數、質量阻擋本領、微分反應截面…等均依照粒子所在的物質以及粒子本身能量而決定。另外：EGS4 模擬程式是可以考慮三度空間物件的程式，因此每個物件在三度空間中的 x, y, z 座標值及大小、方向皆依照實際情況設定。本程式使用兩個圓柱及一個半球來模擬銻 192 射源及其連接鋼索，其幾何模型及區域編號請參考圖一，水、骨或肺假體則使用圓心位於座標 (0, 0, 0.175) 且直徑為 25 cm 的圓球來模擬。發射粒子的各項初始參數方面，由於銻 192 所發射的 (粒子能量很低不足以穿透本身的不鏽鋼外包裝，而且在本研究中有興趣的範圍是射源外假體中的劑量分佈，因此將所有發射粒子均假設為光子。發射粒子的能量則





圖一 EGS4 模擬程式中用來模擬鉻 192 射源的幾何模型及區域編號，圖中所示為縱切面及橫切面示意圖。

根據 TG-43 公佈的 Ir192 主要發射能譜 290 keV (14.3%)，308 keV (14.7%)，317 keV (41.0%)，468 keV (23.4%) 及 608keV (6.6%) 使用亂數來決定。在粒子遷移過程中；粒子轉移給假體的能量將會紀錄在一個 240×120 的二維陣列中，以代表射源縱軸所在平面的吸收劑量，由於射源本身是圓柱形，而且周圍假體也是均勻物質並對稱於射源縱軸；可以預期三度空間的劑量分佈也會以射源縱軸為中心呈現圓柱形對稱的現象。最後；再從此 240×120 的二維陣列中推算出所需的劑量參數。本程式在運算過程中會將劑量結果分為十個批次紀錄；每次模擬必須發射 10^8 個粒子，每一千萬個粒子發射完會記錄一次結果，經過十次紀錄後再取平均值並計算其標準差。

B. 近接治療射源的劑量計算公式

早期關於鉻 192 射源的劑量計算基本上是以曝露率 (exposure rate) 來作換算，而曝露率又是以活度 (activity) 作轉換，因此鉻 192 射源的曝露率常數 (exposure rate constant) 變成很重要的一個因子，可惜的是在 1978 年以前；發表出來的曝露率常數在 3.9 到 5.0 $\text{Rcm}^2/\text{Ci/hr}$ 之間不等 [10]。最大的誤差來自於各製造射源的廠商對活度的定義不一致所造成，現在大多數的射源供應廠商都已改用空氣克馬強度 (air kerma strength) 來標示射源強度已經避免這個問題。但是對於鉻射源的空間劑量分佈單靠曝露率常數依然無

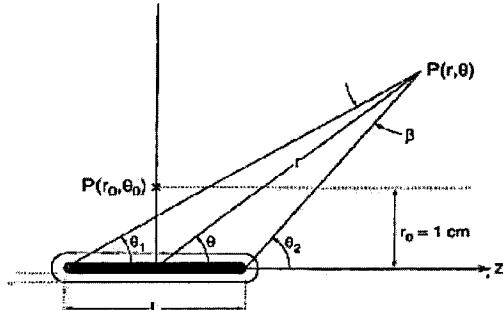
法獲得解決，於是美國醫學物理學會 Task Group 43 在 1995 年提出關於近接小型射源的通用計算式。(參考圖二)：

$$D(r, \theta) = S_k \Lambda [G(r, \theta)/G(r_0, \theta_0)] F(r, \theta) g(r) \dots \dots \dots (1)$$

$D(r, \theta)$ 代表在某物質中距離射源中心極座標 (r, θ) 處的吸收劑量率， S_k 為射源在空氣中的克馬強度 (air kerma strength)， Λ 則為劑量率常數 (dose-rate constant) 其定義為在某物質中距離射源徑向 $r_0=1 \text{ cm}$, $\theta_0=90^\circ$ 處，每單位空氣克馬強度造成的劑量率，

$$\Lambda = D(r_0, \theta_0)/S_k \dots \dots \dots (2)$$

$G(r, \theta)$ 則稱為幾何函數 (geometry function) 其單位為 $1/\text{cm}^2$ ，基本上它代表射源本身幾何形狀及內部活性分佈對射源周圍劑量率造成影響。在距離較遠處則因為可以將射源視為點射



圖二 美國醫學物理學會 T G-43 報告所使用近接小型射源的通用計算式示意圖。 $P(r, \theta)$ 為任意點， $P(r_0, \theta_0)$ 則為距離射源徑向 1cm 處的參考點。

源 $G(r, \theta)$ 就只與距離平方反比相關。本研究所使用的鉻 192 射源基本上可視為長度為 0.35 cm 的線射源；對於線射源而言：

其中 β 為任意點 (r, θ) 與線射源前後端的夾角， L 為射源的活性長度。 $G(r_0, \theta_0)$ 為距離射源徑向垂直方向 1 cm 處之幾何函數。

$F(r, \theta)$ 為一無單位的函數稱為非均向函數 (anisotropy function)；此函數去除掉幾何因素影響，只考慮在距離射源中心半徑 r cm 的各方向與徑向劑量率的比值。

$$F(r,\theta) = [D(r,\theta)/D(r,\theta_0)] \times [G(r,\theta_0)/G(r,\theta)] \dots \dots \dots (4)$$

$g(r)$ 稱為徑向劑量函數 (radial dose function); 代表在不包含幾何因素影響，只考慮衰減及散射的情況下沿著射源徑向隨著距離拉長劑量率降低的比值，並且 $g(1\text{cm})$ 定義為 1。

$$g(r) = [D(r, \theta_0)/D(r_0, \theta_0)] \times [G(r_0, \theta_0)/G(r, \theta_0)] \quad (5)$$

基本上式(1)所定義的方程式雖然複雜但相當完整，對於任何一顆射源只要得知上述的各項參數後，便可以計算出任一點的劑量率，自然也就可以計算出劑量分佈圖。儘管如此；這個方程式還是只考慮在均勻假體中的情況。若射源位於材質不同於水或不均質的環境時，此式由於缺乏適當的劑量參數 $F(r,\theta)$ 與 $g(r)$ 於是無法使用，只能靠其他方式如蒙第卡羅法來模擬計算。

C. TLD 測量驗證

本研究選用體積為 $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ 的立方體 LiF:Mg:Cu:P (TLD-100H) 作為驗證計算結果的劑量計，主要是因為近接治療射源周圍的劑量梯度非常大，需要一個體積小且劑量容許範圍廣的偵檢器，當然穩定度、線性、能量依持性等都應該列入考慮。以能量依持性來考慮：

游離腔是最佳的選擇，但一般游離腔體積過大幾何解析度較差，無法準確的測量距離射源 10 cm 以內的劑量分佈。而幾何解析度最佳的驗證用 X 光片（如 Kodak V Film）的容許劑量範圍過小，在接近射源處很快就達到飽和。而且 X 光片能量依持性的影響遠比 TLD 大，對於平均能量為 370 keV 的鈸射源更是不適用。TLD-100H 的劑量應用範圍則從 1 μ Gy 到 10 Gy 而且體積僅 1 mm × 1mm × 1mm 相當適合本研究中使用。在正式測量之前首先我們將購自 Harshaw 公司 99 顆 TLD-100H 以原廠建議的程序 240°C 10 min 進行數次的迴火 (annealing)，接下來將 99 顆 TLD 整齊放置於壓克力假體中並予以編號，並以鈷六十治療機對每顆 TLD 進行劑量特性的校正。根據測讀結果顯示 LiF:Mg,Cu,P 的反應讀數與劑量的關係相當線性，在正式測量時所給予的劑量均控制在 15.8 到 158.0 cGy 之間。

在假體的選擇方面：本研究使用的骨組織及肺組織假體的成分是依據 ICRU 44 報告所建議的假體組織成份訂製的假體[2]，各項材質的組成成分及比重列於表一。本研究針對兩種與軟組織密度差異最大的組織進行探討，骨組織方面採用硬質骨（Cortical bone；密度 1.92 kg/cm^3 ），肺組織方面採用舒張肺臟（Inflated lung；密度 0.26 kg/cm^3 ）。軟組織方面一般都以水或聚苯乙烯來代替，由於鈎射源在水中的劑量分佈已經有其他學者發表過相關的報告[14, 5, 4, 9]，而且也有相當一致的結論，在本研究中並沒有進行軟組織的劑量驗證，而是將計算結果與過去其他學者的發表的結果做比較。在骨組織假體與肺組織假體中的測量方式都是相同的，唯一不同的是假體的材質。假體的大小是 5 片 $25 \times 25 \times 5 \text{ cm}^3$ 固態假體堆疊成 $25 \times 25 \times 25 \text{ cm}^3$ ，我們以數位定位的鑽孔機在假體表面鑽出

表一 本研究所使用物質的組成成分比重

Name	Items	Weighted composition	Density (g/cm ³)
Inflated lung		H(10.3%), C(10.5%), N(3.1%), O(74.9%), Na(0.2%), P(0.2%), S(0.3%), Cl(0.3%), K(0.2%)	0.26
Skeleton-cortical bone (ICRU 44)		H(3.4%), C(15.5%), N(4.2%), O(43.5%), Na(0.1%), Mg(0.2%), P(10.3%), S(0.3%), Ca(22.5%)	1.92
Iridium		Ir(100%)	22.4
Stainless steel (AISI 304)		Mn(2%), Si(1%), Cr(19%), Ni(10%), Fe(68%)	8.02
Air		C(0.017%), N(75.52%), O(23.18%), Ar(1.283%)	0.0012
Water		H(11.1%), O(88.9%)	1.0

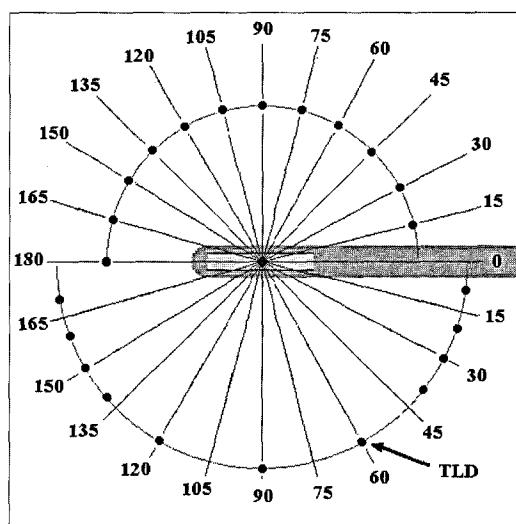
射源進出所需的溝槽及 TLD 測量位置的小孔。假體的每一面可同時測量兩個半徑值多角度方向的測量點（圖三），鑽孔機的定位解析度達 0.0005 cm，不過為了避免 TLD 卡在測量凹洞中無法取出，每個測量凹洞直徑是 0.2 cm。射源進出所需的溝槽也需達 0.2 cm 寬使射源導引管能嵌入假體中，這些無可避免的空氣間隙必然增加了少許測量上的誤差。在測量半徑 $r = 0.5$ cm 的位置安排上，由於空間有限無法放置較多的測量點，因此只測量 30°, 60°, 90°, 120°, 150°, 180° 六個角度，測量半徑 $r = 1$ cm 時測量 30°, 50°, 70°, 90°, 110°, 130°, 150° 七個角度，測量半徑 $r = 3, 5, 10$ cm 時測量 10°, 20°, 40°, 60°, 90°, 120°, 140°, 160°, 170° 九個角度。

結果與討論

A.過去的研究

過去探討鉻 192 射源劑量分佈的文章最早在 1966 年 Meredith [7] 用一個圓柱形空氣游離腔（6 mm × 6 mm 內徑）測量鉻 192 射源在空氣中與在水中的曝露比值，他很簡單地把實測值相比並沒有做任何關於偵檢器大小的修正，雖然他用的游離腔在接近射源時會造成明顯的誤差。他

的結果顯示在距離射源中心位置 2-6 cm 比值為 1.0，在 8 cm 處則降到 0.94，在 10 cm 處則只有 0.90。這樣的結果在當時用於插種治療已經相當有用處。1968 年 Meisberger [6] 以 3 mm × 3 mm 的閃爍偵檢器測量鉻 192 射源在水中與在空氣中的劑量比值，他的測量範圍從距離射源中心 1 cm 到 10 cm，測量結果與 Meredith 相當接近，於是將他的結果與 Meredith 作平均並建議臨牀上考慮鉻 192 射源徑向劑量衰減時可用此做參考。1990 年 Nath [11] 以 TLD 在固態水假體（solid-water phantom）中測量並以蒙第卡羅法計算比較，他們除了探討徑向的劑量變化以外，也計算並測量出劑量率常數（dose-rate constant），測量結果在 ^{192}Ir 方面與蒙第卡羅法計算結果相符合。跟過去學者如 Meisberger [6] 的結果也相符。同時所提出的劑量計算式也就是 1995 年 AAPM TG-43 報告的雛形。1990 年以後大家開始對 1D 的射源徑向劑量分佈不能滿足，許多論文進而探討 2D 平面或 3D 空間劑量分佈 [4-5, 9-10, 12, 14]。基本上，近接治療射源大多屬與圓柱形射源或球形射源而且體積都很小，在劑量計算上幾乎可以簡化成線射源或點射源。因此如果得知其 2D 的平面劑量分佈就等於得知其 3D 空間劑量分佈。1993 年 Nath [12] 等人又發表以 LiF TLD 在固態水假體中測量的結果，但是探討的對象轉到非均向函數。1995 年 Williamson [14] 和 Kirov [5] 都以蒙第卡羅法計算鉻 192 射源的平面劑量分佈，其中 Williamson 的結果相當詳細，在徑向劑量函數方面求出從離射源中心 0.1 cm 到 14 cm 遠的 $g(r)$ 值，非均向函數方面則發表出角度從 0-180 度半徑為 0.25, 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 5.0 cm 的 $F(r, \theta)$ 值。他的結果後來也被許多學者作為比較參考的基準。本研究在水中劑量的部分也引用 Williamson 的結果做比較。1997 年 Mishra [8] 在水假體中以一個 0.147 cm^3 的空氣游離腔測量鉻 192 射源的非均向函數，並將其他學者的測量結果收集比較，他認為因為偵檢器體積的影響，TLD 與游離腔的結果應該都在測量不準度的範圍內。最近，1998 年 Karaikos [4] 曾發表過鉻 192 射源在水中的劑量參數，與大多數的研究相同也使用蒙第卡羅法加上實際測量來得知其劑量分佈，並以 $g(r)$ 徑向劑量函數及 $F(r, \theta)$ 非均向函數的方式表示。除了在 $F(r, \theta)$ 方面得到與過去學者一致的結果以外，



圖三 為進行 TLD 測量驗證在固態假體上必須鑽出射源進出的溝槽及 TLD 測量位置的小孔。溝槽直徑為 0.2 cm，TLD 測量凹洞直徑也是 0.2 cm。每一平面可以測量兩種半徑。（圖示沒有按照比例）



在 $g(r)$ 方面他延伸到探討假體大小的影響；他發現當假體太小時散射劑量對 $g(r)$ 函數變成一個影響顯著的因素，最高可使 $g(r)$ 函數降低 25%。

這些研究使得大家對鉻射源在水中的劑量分佈有較明確的認知。但是到目前為止並沒有看到關於不同於水或空氣材質中的劑量探討。本研究則主要針對骨及肺組織中的劑量分佈為研究目標，但為確保計算之正確性，我們也計算出水中的劑量參數以便與過去的結果比較。另外我們也模擬進行表面近接治療時，空間中有一半為空氣另一半為水的情況。

B. 劑量分佈的比較

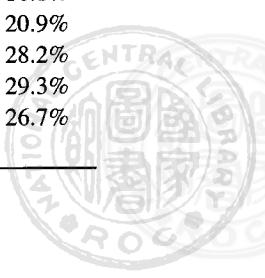
由於在蒙第卡羅計算過程中所有的發射粒子均由射源發射出來，基本上在越接近射源的位置其統計誤差會越好，在遠離射源的位置因為單位體積中作用的粒子數降低很多，自然在統計上的表現會比較差。本研究在執行蒙第卡羅模擬時為了讓水中距離射源半徑 10 cm 處的標準差小於 3%，每次模擬必須發射 10^8 個粒子。以目前所使用的個人電腦（Pentium II 400MHz, 64MB RAM, OS: MS-Windows98）必須花費 10 小時。表二列出以蒙第卡羅法發射 10^8 個粒子得到的結果，所計算出的劑量率比值以水中在徑向距離射源 1 cm 處為 1，表示出各種假體中徑向的劑量變化相對值，同時也列出在各假體中的蒙第卡羅計算統計誤差。正如同之前所說：水-

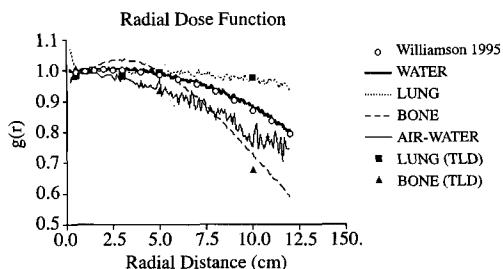
空氣假體中因為幾何形狀不對稱的原因，統計誤差遠高於其他三種幾何對稱的狀況。為了方便比較：此表僅摘要列出主要半徑 ($r = 0.5, 1, 2, \dots, 12$) 的計算值，實際上的計算結果是以每一公厘為間隔計算其吸收劑量。首先：由於表二以劑量率的比值來表示，因此距離平方反比律表現的相當明顯。0.5 cm 處的劑量率約為 1 cm 處的 4 倍，而 2 cm 處的劑量率約為 1 cm 處的 $1/4$ 倍，其餘位置的比值也符合平方反比律。其次：若比較水與其他三種情況在 1 cm 處的劑量率，可以發現其他三種情況的劑量率都比水中為低，以骨中降低最多約為 3%，水—空氣假體中其次約為 2%，肺中僅降低約 1%。不過這樣的差異已經接近其統計標準差，尤其在水—空氣假體中其百分標準差達 2.9% 而其與水中的差異僅達 2%，因此在這方面計算的結果應並不足以下定論。從劑量率的觀點來看：在距離射源 5 cm 以後似乎沒有明顯的差異，但圖四卻顯示在 5 cm 以後 $g(r)$ 的差異漸趨明顯，這是因為當距離漸遠，平方反比律的影響會使得劑量率降低非常多，縱使 $g(r)$ 的差異達 20% 在乘上幾何函數 $G(r, \theta) / G(r_0, \theta_0)$ 後劑量率差異就縮小很多了。

圖四為蒙第卡羅模擬程式的計算結果以 $g(r)$ 來表示假體中徑向的劑量變化，以 $F(r, \theta)$ 表示在距離射源中心半徑 r cm 的各方向與徑向劑量率的比值。其中有水、骨、肺及水—空氣假體（一半為水另一半為空氣的假體，用於模擬身體表

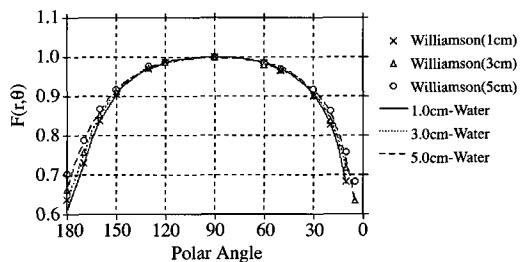
表二 以蒙第卡羅法發射 10^8 個粒子得到的結果，所計算出的 $g(r)$ 表示各種假體中徑向的劑量變化，同時也列出在各假體中的統計誤差。此表僅列出主要半徑 ($r = 0.5, 1, 2, \dots, 12$) 的計算值。

物質 r (cm)	水		骨		肺		水—空氣	
	劑量率	標準差	劑量率	標準差	劑量率	標準差	劑量率	標準差
0.5	4.291	0.3%	4.095	0.3%	4.319	0.6%	4.220	1.2%
1	1.000	0.6%	0.970	0.3%	0.992	1.1%	0.983	2.9%
2	0.241	0.6%	0.238	0.6%	0.236	1.1%	0.231	5.5%
3	0.105	1.0%	0.105	0.7%	0.104	1.8%	0.101	6.1%
4	0.058	0.7%	0.058	0.9%	0.058	1.2%	0.056	11.9%
5	0.037	0.9%	0.036	1.0%	0.037	1.1%	0.036	14.1%
6	0.025	1.1%	0.024	1.1%	0.026	2.0%	0.023	14.4%
7	0.018	1.2%	0.017	0.7%	0.019	1.5%	0.016	12.0%
8	0.013	1.0%	0.012	1.0%	0.014	2.9%	0.012	16.1%
9	0.010	1.1%	0.009	0.9%	0.011	1.5%	0.010	20.9%
10	0.008	1.2%	0.007	1.1%	0.009	2.6%	0.007	28.2%
11	0.006	1.2%	0.005	1.0%	0.007	1.4%	0.006	29.3%
12	0.005	1.5%	0.004	1.1%	0.006	2.3%	0.005	26.7%





圖四 本研究中以蒙第卡羅法計算出在水、肺、骨及水-空氣假體中的徑向劑量函數，其中水中的徑向劑量函數與 Williamson 的結果相當吻合。

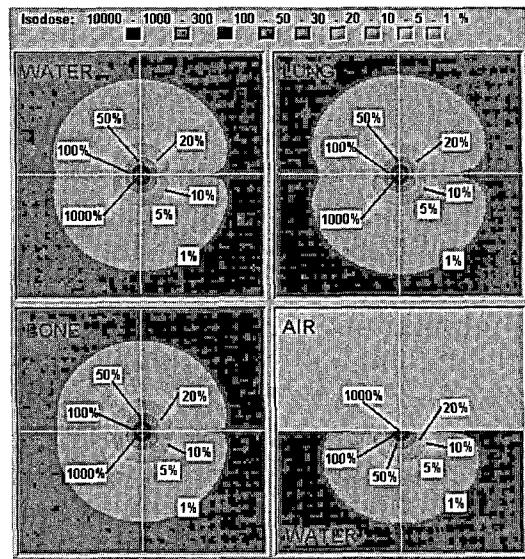


圖五 EGS4 程式所計算出水中距離射源 1, 3, 5 cm 處各方向的非均勻函數與 Williamson 的結果作比較。

面接受近接治療的情況) 的 $g(r)$ 徑向劑量函數及 $F(r, \theta)$ 非均勻函數。

水中徑向劑量率的計算結果與 Williamson 的結果相當接近，誤差在 $0 \sim 1.6\%$ 之間，在骨組織中由於衰減係數比水高，因此徑向劑量率隨著深度降低的比水中多。在肺組織中則是相反的情況，徑向劑量率隨著深度降低情況的比水中少。 $F(r, \theta)$ 方面：水中的計算結果與 Williamson 的結果同樣相當一致(圖五)。骨組織中 $F(r, \theta)$ 在較遠離射源處因散射線較水中為多而表現的較接近點射源，也就是各角度方向強度差異越小。肺組織中的 $F(r, \theta)$ 在近處與遠處沒有明顯差異，此結果與 Muller-Runkel 與 Cho [9] 在空氣中的測量結果相類似。圖六同樣是 EGS4 模擬程式計算的結果，但是以二維空間劑量百分比來表示。所有的劑量率全部歸一至 90 度方向半徑 1cm 處為 100%。此圖同樣可比較出不同組織中 $g(r)$ 與 $F(r, \theta)$ 變化的情形。水-空氣假體的情況由於水面上僅有少量的空氣回散射線，雖然同為水假體卻與完整水假體中有明顯差異。

由於骨組織與肺組織中的劑量參數目前沒



圖六 EGS4 程式的計算結果以 2D 平面劑量分佈百分比來表示，所有的劑量率均歸一至 90 度， $r = 1\text{ cm}$ 處為 100%，在水、骨及肺組織中可以看出劑量分佈有明顯的差異。

有其他研究可參考，因此我們設計了一個實驗進行點測量驗證。我們使用的 TLD (TLD-100H, $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$) 體積較小可獲得較好的空間解析度，同時也減少了劑量梯度對偵檢器的影響。能量依持性依照廠商提供的規格為 0.98 ($30 \text{ keV}/{}^{60}\text{Co}$) 僅有 2% 的誤差。但許多相關文獻所提出的結果確差異相當大；Zha 和 Wang [15]等人所整理出來的結果表示 $30 \text{ keV}/{}^{60}\text{Co}$ 從 0.8 到 1.25 不等。為保守起見；在本研究中暫不對測量結果作能量依持性校正。而且；根據 Karaikos 的研究結果顯示[4]；在同一半徑距離下各角度方向上的能譜並沒有明顯的變化。也就是說若使用 TLD 劑量計測量 $F(r, \theta)$ 的話，由於它是一個在半徑相同的情況下相對於 90 度方向的比值，其能譜的變化應當非常小，能量依持性的影響也就幾乎可以忽略。不過對於 $g(r)$ 的測量就牽涉到不同半徑的劑量率比值，而且在骨組織中與肺組織中的能譜的變化也不相同。

實測時；每個 TLD 測量位置都是重複作三次測量後再取其平均值來記錄，並計算三次測量的統計誤差以百分標準差來表示。在半徑 0.5 cm 處的統計誤差約為 7%~15%，在半徑 1 cm 處的統計誤差約為 1%~6%，在半徑 3 cm 以上的統計誤差則大部分小於 3%，並且當測量位置越遠

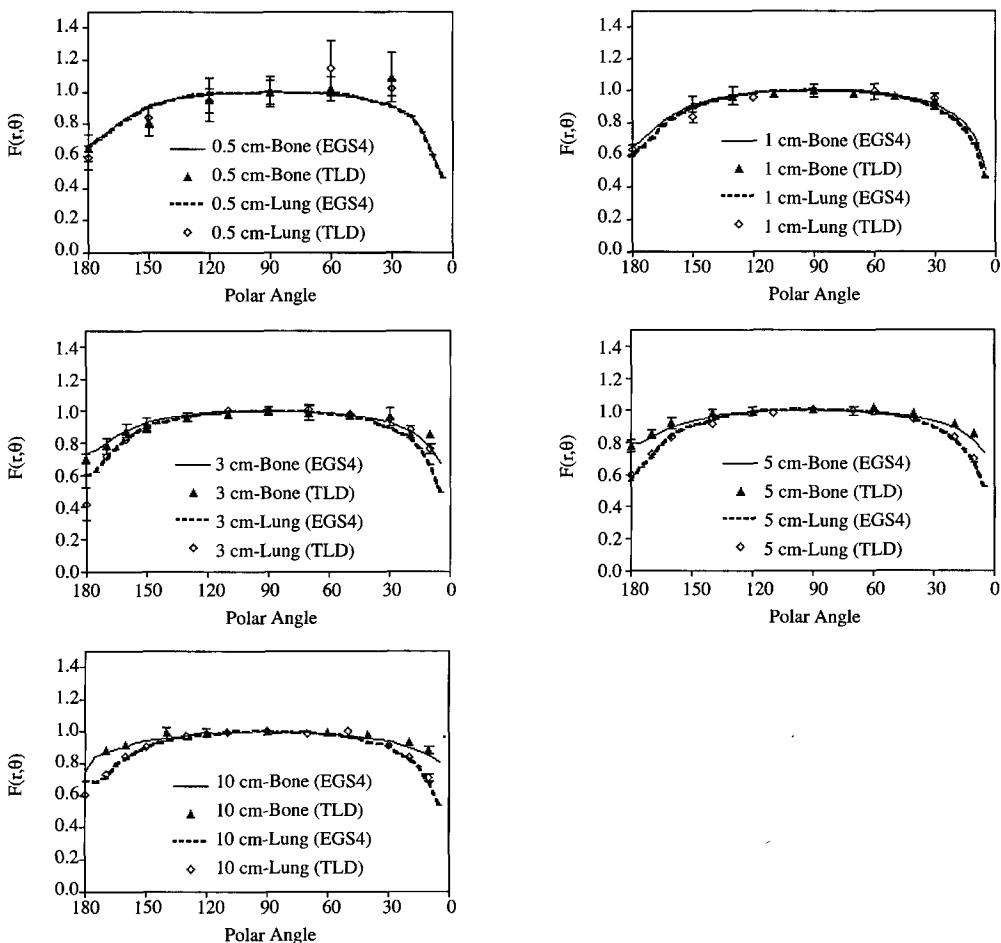


可發覺其統計誤差越小。其原因可能是因為射源的劑量梯度在越接近射源時越大，只要在定位上有些微的誤差，就可能造成明顯的劑量誤差。例如：純粹考慮距離平方反比定律；在半徑 0.5 cm 處若有 0.5 mm 的定位誤差就會因此造成約 20% 的誤差。測量距離若大於 3 cm 的話，則 0.5 mm 的定位誤差造成的劑量誤差下降到約 3%，這可能是在近處測量最主要的困難。之前曾經提到在準備 TLD 測量孔時為了讓每顆 TLD 能很順利取出放入，每個孔徑設為 2 mm。而 TLD 每邊邊長僅 1 mm 造成在測量孔中位置的不確定度提高。不過在距離射源中心 1 cm 以上的測量統計誤差應還在可接受範圍。

為方便與過去的研究做比較，TLD 測量結果仍然以 $g(r)$ 及 $F(r, \theta)$ 的方式表示，在 $F(r, \theta)$ 的方面如圖七；實驗結果在近距離時除了有較大統計誤差外，在半徑 0.5 cm 處的測量結果與蒙

第卡羅模擬結果也有較大的差異。而半徑大於 3 cm 以上的結果則相當符合 EGS4 的計算結果。原因可能是近距離時測量點的位置必須有非常高的準確度，否則因劑量梯度太高的關係會有較大的誤差。本實驗在進行時對 TLD 及射源位置的控制僅能達 1 mm 以內。可能是造成近距離時有較大誤差的原因。

$g(r)$ 的測量結果表示在圖四中；其中肺組織中的徑向劑量測量與 EGS4 模擬程式計算結果相當吻合。但骨組織中的測量結果與 EGS4 模擬程式計算結果有 1-7% 的差異。實際上；將測量結果用於計算 $g(r)$ 時，從半徑 0.5 cm 到 10 cm 處的能量譜是有相當明顯的變化，尤其鉻 192 射源的主要 γ 發射能譜從 290 keV 到 608 keV 是屬於康譜吞效應為主的能量範圍，在作 TLD 劑量轉換到骨組織劑量或肺組織劑量時必須以質能吸收係數 (μ_{ab}/ρ) 作轉換，而質能吸收係數就是一個與



圖七 以 TLD 測量肺及骨組織中的非均勻性函數並與 EGS4 模擬程式的計算結果比較。



能量相關的物理量。我們以蒙第卡羅法計算出半徑 1 cm, 5 cm, 10 cm 處的能量，然後以此能量作為查詢 (μ_{ab}/ρ) 的依據然後將測量結果轉換成為骨組織或肺組織的劑量。在骨組織中距離射源 1 cm 處的平均能量約為 255 keV，在 5 cm 處的平均能量降到約為 149 keV，在 10 cm 處的平均能量則只有 135 keV。在肺組織中距離射源 1 cm 處的平均能量較骨組織中為高約為 333 keV，在 5 cm 處的平均能量降到約為 225 keV，在 10 cm 處的平均能量則只有 201 keV。質能吸收係數 (μ_{ab}/ρ) 表來自於 Johns 和 Cunningham 和著的 *The physics of radiology* [3]。對於 TLD 本身的能量依持性則因為如前述原因無法確定其影響而沒有作修正。EGS4 模擬程式計算出的結果在肺組織中與測量相當吻合 (<3%)，但在骨組織中則誤差最高達 7%，可能因為在骨組織中能量的變化最大，TLD 的原子序也與骨組織差異較大，也可能造成 TLD 靈敏度的改變。目前因為這些因素並沒有很明確的修正因子，所以骨組織中的徑向劑量函數可能需要再進一步的探討。

結 論

本研究以 EGS4 模擬程式計算出的水骨和肺組織中的劑量參數，其中水假體的劑量參數與過去其他學者的研究相當一致，與 Williamson 的結果相比誤差在 0 ~ 1.6% 之間。而骨與肺假體中的計算結果因為沒有相關的資料可比較，我們以 TLD 測量來驗證 EGS4 模擬程式的計算結果，在 $F(r, \theta)$ 方面除了半徑 0.5 cm 的結果誤差較大 (3-20%)，半徑 1 cm 的結果誤差較約在 3-7%，其餘在半徑 3-10 cm 的測量結果與 EGS4 模擬程式結果約在 3% 的誤差以內，幾乎等於 TLD 校正時的標準差。可能因為 $F(r, \theta)$ 是一個同半徑間的比較，只要 TLD 定位準確的話其他如能量依持性、劑量梯度等難以修正的因素都互相抵銷而沒有明顯的影響。但在定位方面若在半徑 0.5 cm 處有 0.5 mm 的定位誤差就會因為距離平方反比率造成約 20% 的誤差。距離大於 3 cm 的話則 0.5 mm 的定位誤差造成的劑量誤差降到約 3%。我們認為這可能是造成在近處測量最主要的困難。

在 $g(r)$ 方面的； EGS4 模擬程式計算出的結

果在肺組織中與測量相當吻合 (<3%)，但在骨組織中則誤差達 7%，因為在骨組織中劑量梯度最大，能量的變化也最大，TLD 的原子序也與骨組織差異較大，也可能造成 TLD 靈敏度的改變。目前因為這些因素並沒有很明確的修正因子，所以骨組織中的徑向劑量函數可能需要再進一步的探討。

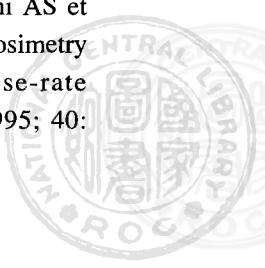
另外；水-空氣假體中的計算結果因幾何形狀不對稱使得程式收集粒子的效率較差，雖然執行粒子數較其他多十倍達 10^{10} 個，但統計誤差然很大。不過與 Karaikos 的結果卻有異曲同工之妙。缺乏足夠散射假體的情況下，自然造成徑向劑量函數降低。

$\text{LiF}: \text{Mg:Cu:P}$ (TLD-100H, $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$) 非常適合作為近接小型射源的測量工具，它有體積小、靈敏度高、重複性高、劑量範圍廣、接近人體原子序及使用方便等優點。唯獨在能量依持性方面目前還沒有很明確的答案。

雖然本研究與實際臨床近接治療的狀況仍有一段差距，但目前的數據可略為了解在高密度與低密度組織中的劑量分佈與水中有多少差異。而且將來很容易將此 EGS4 模擬程式再修改到更接近臨床的實際狀況。

參考文獻

1. Firestone RB, Shirley VS, Baglin CM, Chu SY, Zipkin J: TABLE OF ISOTOPES, 8th ed 1996. Published by John Wiley & Sons, Inc.
2. ICRU: Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report 44 1989
3. Johns HE, Cunningham JR: *The physics of radiology*. 4th ed 1983
4. Karaikos P, Angelopoulos A, Sakellou L et al.: Monte Carlo and TLD dosimetry of an ^{192}Ir high dose-rate brachytherapy source. *Med Phys* 1998; 25: 1975-1984
5. Kirov AS, Williamson JF, Meigooni AS et al.: TLD, diode and Monte Carlo dosimetry of an ^{192}Ir source for high dose-rate brachytherapy. *Phys Med Biol* 1995; 40: 2015-2036



6. Meisberger LL, Keller R, Shalek RJ: The effective attenuation in water of gamma rays of 198Au, 192Ir, 137Cs, 226Ra, and 60Co. Radiology 1968; 90: 953-957
7. Meredith WJ, Greene D, Kawashima K: The attenuation and scattering phantom of gamma rays from some radionuclides used in mould and interstitial gamma-ray therapy. Br J Radiol 1966; 39: 280-286
8. Mishra V, Waterman FM, Suntharalingam N: Anisotropy of an 192iridium high dose rate source measured with a miniature ionization chamber. Med Phys. 1997; 24:751-755
9. Muller-Runkel R, Cho SH: Anisotropy measurements of a high dose rate Ir-192 source in air and in polystyrene. Med Phys 1994; 21: 1131-1134
10. Nath R, Anderson L, Luxton G, Weaver K, Williamson JF, Meigooni AS: Dosimetry of interstitial brachytherapy source: Recommendations of the AAPM Radiation Task Group 43. Med Phys 1995; 22: 209-234
11. Nath R, Meigooni AS, Meli JA: Dosimetry on transverse axes of 125I and 192Ir interstitial brachytherapy sources. Med Phys 1990; 17: 1032-1040
12. Nath R, Meigooni AS, Muench P, Meli JA: Anisotropy functions for 103Pd, 125I, and 192Ir interstitial brachytherapy sources. Med Phys 1993; 20: 1465-1473
13. Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO: The EGS4 code system. SLAC-265 1985
14. Williamson JF, Li Z: Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose rate 192Ir sources. Med Phys 1995; 22: 809-819
15. Zha Z, Wang S, Shen W, Zhu J, Cai G: Preparation and characteristics of LiF: Mg, Cu, P thermoluminescent material. Radiat Prot Dosim 1993; 47: 111-118



MONTE CARLO SIMULATION OF AN 192IR BRACHYTHERAPY SOURCE IN BONE AND LUNG

Hung-Cheng Chen¹, Wei-Li Chen², Kuo-Hwa Chang¹

¹*Department of Radiation Oncology, Mackay Memorial Hospital*

²*Institute of Radiological Sciences, National Yang-Ming University.*

Purpose : Many authors have discussed radiation dose distributions of an 192Ir source in water. The purpose of our study is to analyze dose distribution of 192Ir in heterogeneity, such as bone and lung tissue, using Monte Carlo calculation and TLD measurements.

Material and Methods : An EGS4 Monte Carlo simulation program, incorporating with detailed source construction, has been used to investigate the dose distribution in water, bone and lung phantoms. TLD measurements were also performed to verify the calculating accuracy. The small size (1mm x 1mm x 1mm cube) TLD-100H LiF dosimeter is chosen to minimize the influence of dose gradient in measurement. The compositions of bone and lung phantoms are referred to ICRU report 44.

Result : The radial dose function and anisotropy function in water agree with published data in less than 1%. The radial dose function in bone decreases with depth much more than those in water and the difference can be up to 21%. In contrast, the dose distribution in lung shows less attenuation and scatter than in water and the difference can be up to 16%. The TLD measurements and Monte Carlo results agree within statistical uncertainty (approximately +/- 5%) when the radial distance is larger than 1 cm. At 0.5-cm radial distance, the extreme high dose gradient causes the measurement uncertainty to become too large to estimate the consistency.

Conclusion : Most of previous studies focused on the dosimetry around an Iridium-192 in water. Through this study, we obtain a better understanding of the dose distributions in heterogeneities, bone and lung tissue.

[Therapeutic Radiol Oncol 2001; 8(1): 43-53]

Key words: Brachytherapy, Iridium-192, Heterogeneity, Monte Carlo simulation

