

行政院原子能委員會  
委託研究計畫研究報告

核子醫學診療輻射劑量評估研究  
Study of dose evaluation method for  
diagnostic/therapeutic nuclear medicine

計畫編號：1002001INER004

受委託機關(構)：國立清華大學

計畫主持人：薛燕婉

聯絡電話：(03)5742669

E-mail address：ywhliu@ess.nthu.edu.tw

核研所聯絡人員：李國威

報告日期：100年11月30日

## 目 錄

目錄.....	I
中文摘要.....	1
英文摘要.....	2
壹、計畫緣起與目的.....	3
貳、研究方法與過程.....	4
一、個人化劑量計算與治療計畫.....	4
二、核子醫學影像活度定量方法論與可行性評估.....	5
三、核醫體內劑量評估方法研析.....	7
(一) 詳細體素模式與射源建立.....	7
(二) 均質體素模式與射源建立.....	11
參、主要發現與結論.....	14
案例 1：射源邊界設定在均質化模式 cell 的邊界上.....	14
案例 2：射源邊界落在均質化模式 cell 的中間.....	17
案例 3：射源區質量增大為 8.96 公克.....	19
案例 4：探討均質模式進行不同組織界面區劑量計算之準確性.....	29
結論.....	31
肆、參考文獻.....	31

## 中文摘要

本研究主要是建立核子醫學體內劑量評估的方法，核醫藥物治療須要準確的劑量計算，以建立腫瘤吸收劑量與劑量回應的關聯性。這包括兩個部分：體內藥物活度分布、吸收劑量的計算。核醫藥物 SPECT 造影活度定量，需經因病人體造成的光子衰減與散射予以修正。光子穿透準直儀 spetal 與 SPECT 造影系統的解析度不足是降低活度定量準確度的原因。本研究吸收劑量的計算採均質化模型，將 CT 影像上每  $8 \times 8$  像素均質化成一個 cell。該 cell 是經過組織體積百分比分類與原子質量密度分類求得的。為了評估均質化模式的準確度，以單一能量光子射源計算源區及組織界面的劑量，以詳細體素假體模擬結果作為參考值。結果顯示，當射源區與均質化 cell 邊界是完全吻合時，均質化模型與詳細體素假體的計算結果一致。

## **Abstract**

This study is to establish internal dose assessment in nuclear medicine. Radionuclide therapy requires accurate calculation of absorbed dose so that the dose-response relationship can be established. This includes two parts: (1) the distribution of radionuclide activity in vivo, (2) the calculation of absorbed dose. Quantification of radionuclide activity through SPECT image has to go through attenuation and scattering correction. The limited spatial resolution and septal penetration are the inherent sources of inaccuracy of activity quantification. In the dose calculation, homogeneous cell model is adopted. Each  $8 \times 8$  pixels in a CT slide is homogenized into a cell. The cells are divided by tissue-volume percent grouping and atom-gram density grouping method. In order to assess the accuracy of the homogeneous model, detailed voxel phantom calculation is also performed. For monoenergetic photon source, absorbed dose in the target region are calculated. If the source boundary matches the boundary of the homogenized cell, the results of the homogeneous model are very close to the results of the detailed voxel model.

## 壹、計畫緣起與目的

核醫藥物治療的療效結果中，可建立腫瘤吸收劑量與劑量回應的關聯性(correlation)<sup>1</sup>；然而可能因為吸收劑量評估不準確而得使得關聯性可信度下降。這使得劑量評估方法必須更進一步發展，準確的劑量評估方法必須考量腫瘤與正常組織的吸收劑量；包含兩個兩步驟：(1)體內活度定量，(2)吸收劑量的計算<sup>2</sup>。活度定量必須藉由核醫影像擷取活度在體內的分佈資訊。I-131 具有適當能量的光子的閃爍攝影機進行造影，此外具有中程距離的貝他粒子可進行治療，這兩大特色使得 I-131 在核醫治療中具有多樣性。核子醫學的單光子發射電腦斷層攝影(SPECT)能提供三維活性分佈影像，準確的 SPECT 活性定量中有許多影響因子包含光子衰減、散射與有限的空間解析度<sup>3</sup>。

吸收劑量計算方法，是以 MIRD 所發展的參考人假體求得劑量<sup>4</sup>，而參考人的器官幾何形狀、重量與各個病人個體差異大，為了提升核醫治療劑量的準確度，必須考量每個病人特有的 S 值，而非通用參考人計算而得的 S 值代表每個病人的劑量<sup>5</sup>。近幾年的研究文獻指出利用電腦斷層影像、磁振造影影像取得個人的體素(voxel)資料並將資料轉成蒙地卡羅程式所需的輸入檔以供計算，以取代參考人假體提供準確的核醫治療劑量計算。

本計畫研究目的為建立個人化的核子醫學診療劑量評估方法，為三年期。第一年(去年)研究重點為(1)建立個人化體素假體，(2)建立源器官與靶器官 ROI 圈選以建構均質射源項。為接續去年度完成的研究，規劃以今明兩年的時間進行以下項目：1.核子醫學影像活度定量方法論與可行性評估；2.核醫體內劑量評估方法研析；3.體素假體之空間劑量展示方法研析；4. 建立實際病人體素假體輸入檔，使用蒙地卡羅程式 MCNP 進行劑量計算。

## 貳、研究方法與過程

### 一、個人化劑量計算與治療計畫

核醫藥物治療理想的策略是採用個人化劑量計算，在臨床上這個方法也變得越來越重要。核醫劑量分布計算通常是採用點射源劑量分布法 (point source dose distribution) 求得劑量，但直接以蒙地卡羅法求得劑量分布的方法也大量地被發展，這是由於蒙地卡羅法能夠考慮介質的非均質 (inhomogeneous) 的情形。基於 SPECT/PET 造影系統所發展的核醫藥物治療計畫步驟如圖 2-1 所示。從 SPECT 或 PET 的造影系統擷取病人的投影資料 (projection data)，經取得的投影資料必須經過雜訊過濾、光子衰減修正、光子散射修正，再經過影像重建 (image reconstruction) 才能

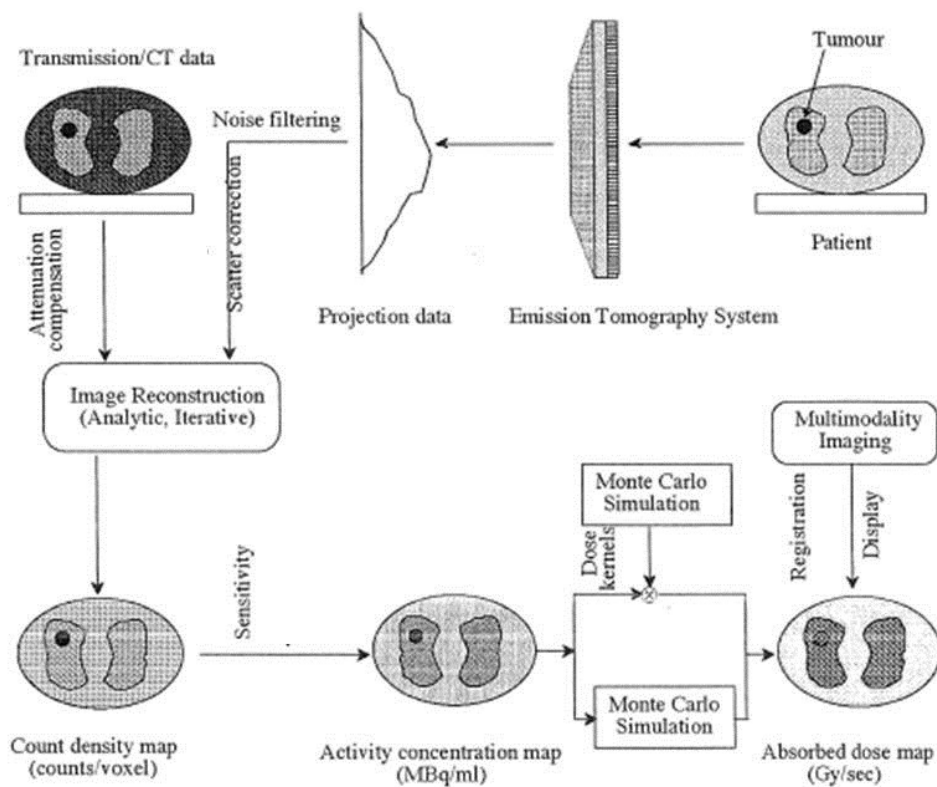


圖 2-1 核醫治療計畫程式發展所需之程序步驟<sup>6</sup>

產生病人射源區的計數密度圖(count density map)。計數密度圖再經靈敏度修正(sensitive correction)即可求得病人的活度分布。最後該活度分布與劑量點核仁(dose point kernel)作捲積，或直接進行蒙地卡羅計算即可求得病人體內的劑量分布。

## 二、核子醫學影像活度定量方法論與可行性評估

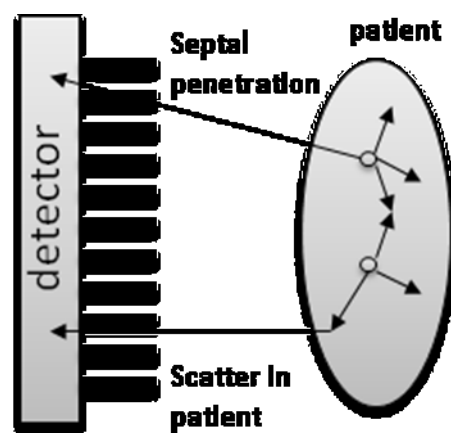
SPECT 影像造影能提供三維活度分布的評估；活度評估的誤差會造成劑量計算準確性。SPECT 影像造影時，利用準直儀偵檢器來接收由病人體內核醫藥物發射的光子如圖 2-2。經由偵檢器計數到的光子數，可反推病人體內的活度分佈。光子從體內發射直到被偵檢器接收，在光子行經的路徑上會一路衰減、散射及發生 septal 穿透的現象。這些因素都將會影響體內核醫藥物活度定量的準確度。因此必須進行光子衰減、散射修正。光子衰減是隨著每個投影角度及光子行經不同的組織而變化，當投影路徑衰減有變化時會造成影像重建誤差。故應清楚地得知病人的輪廓以及體內組織的密度與組成。這可利用病人的 CT 影像來推得病人體內光子衰減係數分佈<sup>7</sup>。

SPECT 造影影像因散射光子導致影像品質不佳，是由於使用 NaI(Tl) 偵檢器，該偵檢器的能量解析度很差。必須使用相對的大的能窗(energy window)來擷取足夠的光子。大的能窗會使得小角度散射的光子亦被偵檢器接收。這些被偵檢器晶體收集到的散射光子，並非從病人體內發射垂直入射在晶體的光子射線。通常會使用三能窗法(triple-energy window)來進行散射光子的修正<sup>8</sup>。但這個方法還是無法完整修正光子會穿透準直儀的 septal 所造成的影響。

影像重建得之的 SPECT 影像會因為造影系統的解析度限制，造成影像有不同程度上的模糊。最簡單的影像重建法是建構於反投影法(backprojection)下。反投影法相當快速，但會產生條紋假影(streak ar-

tifact) 進而導致活度定量錯估，因此 SPECT 重建影像並不使用該方法。目前的方法是在進行影像重建前，將投影資料以 ramp filter 進行濾除，以降低 streak 假影的產生。濾波反投影法(filtered backprojection, FBP)，就是利用 ramp filter 提升投影資料的高頻資訊，進而減少反投影法所造成的模糊現象。但此類的濾波器亦會放大雜訊。疊代式重建法(Ordered-subsets expectation maximization, OSEM) 能夠減低 streak 假影<sup>6</sup>，目前國外相關文獻多有相關探討。

活度定量方法程序與評估如圖 2-3 所示。首先給定已知的人體密度分布、活度分布，利用已知的人體資訊與活度分布進行計算，求得劑量參考值(gold standard)，以便與經影像求得劑量計算值比較。將上列已知的活度分布資訊進行蒙地卡羅模擬 SPECT 造影之後，SPECT 與 CT 影像進行影像定位(image registration)。重建 SPECT 影像時須經光子衰減、光子散射、準直儀反應修正，經修正後的影像即為活度分布，該活度分布可與已知的活度分布進行比較。劑量計算時採用經影像得知的活度分布，最後的劑量計算值再與劑量參考值比較。該套評估方法可做為活量定量方法論中評估活度定量是否正確的依據。



2-2 SPECT 造影示意圖



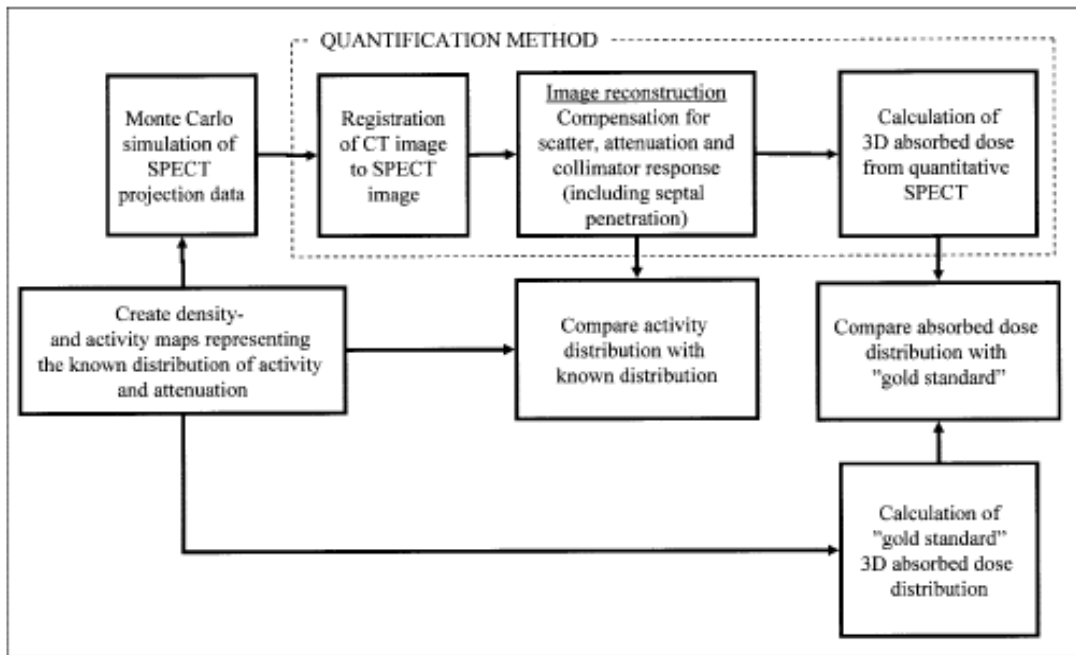


圖 2-3 活度定量方法程序與評估<sup>7</sup>

### 三、核醫體內劑量評估方法研析

#### (一) 詳細體素模式與射源建立

詳細體素模式(detailed voxel model)是一種相當精細的模擬方式，可模擬 CT 影像的每一個像素尺寸。運用 MCNP 特殊的 repeated structure 建構詳細體素假體，能夠模擬每張 CT 影像 512x512 的像素資料，使得詳細體素假體與 CT 影像提供的資訊完全相同。此計算模擬對人體幾何描述相當細微，因此需要很長的模擬計算時間及大量的記憶體需求。但 repeated structure 建構詳細體素假體，能突破 MCNP 對於 cell 數目的限制，且利用詳細體素模式計算擬模而得的劑量值是最準確的計算值，可作為劑量標準參考值(benchmark)。核醫體內劑量計算時，射源是在人體內的某一器官組織。利用 repeated structure 的輸入檔格式，可建構人體詳細體素與不規則形狀的射源項。

下面擷取 MCNP 部分輸入檔來說明 repeated structure 的寫法：

Snyder Voxel-Based Phantom. Voxel Size: 0.041016 x 0.041016 x 0.2 cm<sup>3</sup>

C Cell card

```
10      0  -1 2 -3 4 -5 6  fill=9999 IMP:P=1 IMP:E=1
      9   9  4.95547E-005 7 -8 9 -10 11 -12  U=  9   IMP:p=1 IMP:E=1
      1   like 9 but mat=1  rho=1.04911E-01  U=  1   IMP:p=1 IMP:E=1
      2   like 9 but mat=2  rho=1.03485E-01  U=  2   IMP:p=1 IMP:E=1
      3   like 9 but mat=3  rho=1.00358E-01  U=  3   IMP:p=1 IMP:E=1
      4   like 9 but mat=4  rho=1.03194E-01  U=  4   IMP:p=1 IMP:E=1
      5   like 9 but mat=5  rho=1.01358E-01  U=  5   IMP:p=1 IMP:E=1
      6   like 9 but mat=6  rho=1.03194E-01  U=  6   IMP:p=1 IMP:E=1
      7   like 9 but mat=7  rho=1.00615E-01  U=  7   IMP:p=1 IMP:E=1
      8   like 9 but mat=8  rho=1.01339E-01  U=  8   IMP:p=1 IMP:E=1
101     0  -301 302 -303 304 -305 306 LAT=1 U=9999
      IMP:p=1 IMP:E=1
      FILL= 0: 511 0: 511    0: 29
      9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9
      9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9
      .....
      9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9  9
118     0  #10          IMP:p=0 IMP:E=0
```

C Surface card

C Cell Surface

7 px 0.000000  
8 px 0.041016  
9 py 0.000000  
10 py 0.041016  
11 pz 0.000000  
12 pz 0.200000

C Lattice Side

301 px 0.041016  
302 px 0.000000  
303 py 0.041016  
304 py 0.000000  
305 pz 0.200000  
306 pz 0.000000

C Size of the Array

1 px 21.000192  
2 px 0.0  
3 py 21.000192  
4 py 0.0  
5 pz 6.0  
6 pz 0.0

C Source card

SDEF ERG=0.364 CEL=D1 X=D2 Y=D3 Z=D4 PAR=2

SI1 L 10:101(0 0 0):6 10:101(1 0 0) :6

SP1 1 1

SI2 H 0.0 0.041016

SP2 D 0.0 1.0

SI3 H 0.0 0.041016

SP3 D 0.0 1.0

SI4 H 0.0 0.200000

SP4 D 0.0 1.0

解說如下:

#### Cell card 部分

**Cell card 10**: 這是一個長 21.000192 公分、寬 21.000192 公分、高 6.0 公分的方格，fill (fill card)設定為 9999 指被 U(universe card)編號為 9999 的 cell(即 cell 101)填滿。對光子與電子加權為 1。

**Cell card 9**: 這是一個長 0.041016 公分、寬 0.041016 公分、高 0.200000 公分的立方體，材料編號為 9，4.95547E-005 是該材料的原子密度。該 cell 的 U 編號為 9，對光子與電子加權為 1。

**Cell card 1**: 該 cell 的幾何大小、對光子與電子加權與 Cell card 9 完全相同，但材料編號為 1，1.04911E-001 是該材料的原子密度。該 cell 的 U 編號為 1。Cell card 2 到 Cell card 8 的幾何、材料、U 編號等設定與 Cell card 1 相似。

**Cell card 101**: 這是一個長 0.041016 公分、寬 0.041016 公分、高 0.200000 公分的立方體，材質為 void，LAT 設定為 1 表示這是一個正方體陣列，U 編號為 9999。而 fill 的設定 0: 511 0: 511 0: 29 是指 X 軸向由 0 到 511；Y 軸向由 0 到 511；Z 軸向由 0 到 29 即 512x512x30 的陣列大小。而填入的 U 編號依序為 999.....999。U 編號即可代表 CT 影像上每個像素的材料組成與體素大小。

**Cell card 118**: 除了 cell 10 以外的部分，其他皆為 cell 118，該 cell 對光子與電子加權為 0，即粒子跑到此處就 cut off。

#### Source card 部分

ERG 是設定射源能量為 0.364 MeV，PAR 是設定射源種類；PAR 設定為 2 是指光子射源，CEL 是指出射源分布的位置。D1 對應 S11 與 SP1；S11 是射源資訊(source information)，10:101(0 0 0): 6 是指在 cell 10 當中

的 cell 101 陣列索引號(0 0 0)的位置是 cell 6 即 U 編號為 6，將 U 編號為 6 設定成射源區。10:101(1 0 0):6 的意義與上述相同。SP1 是射源機率 (source probability)，在(0 0 0)、(1 0 0)的陣列索引位置設定射源強度皆為 1，即表示兩處的射源強度是均勻分布在所在的體素當中。X、Y、Z 分別對應 D2、D3、D4；D2 表示射源位於 X 軸的分布介於 0 到 0.041016，X 軸上的射源強度是均勻分布。D3、D4 表示射源分別在 Y、Z 軸上的分布情形。射源在 X、Y、Z 軸上的分布設定是對體素大小，CEL 是設定體素射源所在的位置。因此只要得知射源位在哪些體素中藉由陣列索引位置，即可正確無誤地構建射源項而不受器官組織形狀不規則的影響，而造成射源項難以輸入。

## (二)均質體素模型與射源建立

核醫體內劑量評估需計算 S 值。S 值是計算射源均勻分布在源器官 (source organ) 時，核種每次衰變發射之游離輻射對靶器官 (target organ) 造成的平均吸收劑量。以目前的體素大小，若需完整計算出每個體素的 S 值，所需的記憶體甚大且計算時間相當長。目前一般電腦斷層影像，以台北榮總為例，影像解析度為  $0.78125 \times 0.78125 \times 5 \text{ mm}^3$ ，本年度研究將電腦斷層影像上每  $8 \times 8$  的像素作均質化並予以分類，以降低劑量計算時記憶體的需求，縮短計算時間。均質化是統計 CT 影像上每  $8 \times 8$  像素中的各器官組織數量，並產生此  $8 \times 8$  區(稱為 cell)的各原子平均密度及物理密度。並計算出 cell 的各元素 atom density per unit mass (即各組成元素的原子密度除上此 cell 的物理密度)。由於每個 cell 都有屬於自己的材料組成，為避免其數量太多，因此需進行分類的步驟。分類方法分兩種：

組織體積百分比分類 (tissue-volume-percent grouping, TVP)

均質化後將 cell 分成含有骨頭及不含骨頭的兩組。再將各組中有某一器官組織佔有 100%、95~100%、90~95% 者分別挑出後，計算各自原子平均密度而產生新的材料組成。其餘的 cell 以原子質量密度進行分類。

#### 原子質量密度分類(atom-gram-density grouping, AGD)

組織體積百分比 90%以下的 cell，區分為骨頭佔有 0%、0~20%、20~40%、40~60%、60~80%、80~90%等 6 組。以下的敘述為其中一組依據氫原子的分類過程。以  $H$  代表  $H$  的原子密度。取得這一組中最大的  $H$  記錄為  $\max H_{\max}$ ，將這一組中有  $H$  超過  $0.95 H_{\max}$  的 cell 挑出產生新組。再將該組剩下的 cell 取得最大的  $H_{\max}$ ，並將有  $H$  超過  $0.95 H_{\max}$  的 cell 挑出產生新組。一直遞迴直到  $H$  小於  $\max H_{\max}$  的 0.05 的 cell 直接產生新組，或是沒有 cell 可分類為止。之後進行氮原子分類。氮原子分類方式與氫原子分類方式相同，唯一不同的只是以  $0.90 N_{\max}$  的 cell 挑出產生新組，一直遞迴下去。

本研究以上述分類法進行均質化，並使用 Snyder 數值假體進行均質化模型(homogeneous model)計算，並以詳細體素假體(detailed model)計算結果做為參考值。

下面擷取 MCNP 部分輸入檔來說明 homogeneous model 的寫法：

```

C Cell card
  10  106  4.9576E-005  110  -111  -201  202  300  -301
C Surface card
  110  px  -7.218816E+000
  111  px  -6.890688E+000
  201  py  1.017197E+001
  202  py  9.843840E+000
  300  pz  -1.00000E-001
  301  pz  1.00000E-001
C Source card
SDEF ERG=0.364 PAR=2 X=D1 Y=D2 Z=D3
SI1  -4.92192E-001  2.78909E+000
SP1  0  1
SI2  3.281280E-001  3.609408E+000
SP2  0  1
SI3  2.70000E+000  3.50000E+000
SP3  0  1

```

Cell card 部分

Cell 10：是經 8 × 8 的像素作均質化而得的 cell，該 cell 的材料編號為 106，4.9576E-005 是該材料的原子密度，此 cell 是六面平面交集組成。

Source card 部分

ERG 是設定射源能量為 0.364 MeV，PAR 是設定射源種類；PAR 設定為 2 是指光子射源，在該個案中的射源是一方型射源。X、Y、Z 分別對應 D1、D2、D3；D1 表示射源位於 X 軸的分布介於 -4.92192E-001 cm 到 2.78909E+000 cm，X 軸上的射源強度是均勻分布。D2、D3 表示射源分別在 Y、Z 軸上的分布情形，該強度亦是均勻分布。

### 參、主要發現與結論

本研究使用 MCNP 中 F6 計數(tally)進行劑量計算，做均質化模型射源之準確性測試，分為四個案例。案例 1、2、4，射源區質量為 2.24 公克；案例 3 射源區質量為 8.96 公克。案例 1、2、3 使用 I-131 主光子能量 364 keV 做為射源能量；案例 4 光子能量為 1MeV。使用 Snyder 數值假體進行驗證，以詳細體素模式射源計算結果作為劑量參考值。案例 1~4 輸入檔中的射源強度皆為 1，即所有的計算結果均歸一化到一個光子。劑量計算模擬的粒子數介於  $10^6$  至  $2 \times 10^7$ ，標準差  $1\sigma < 1.4\%$ 。

案例 1：射源的邊界設定在均質模型 cell 的邊界上

案例 1 射源的邊界設定在均質模型 cell 的邊界上。圖 3-1 為 Snyder 數值假體，紅色區塊為靶區即射源處，該靶區質量為 2.24 公克。此數值假體的體素尺寸大小是參照 CT 影像所建構。CT 影像像素大小為  $0.0410156 \times 0.0410156 \text{ cm}^2$ ，厚度為 0.2 cm；詳細體素模式的體素大小與 CT 影像相同，經均質化後的體素大小為  $0.328125 \times 0.328125 \times 0.2 \text{ cm}^3$ 。但因體素太小，以致數值假體體素數量過大，若全部採用相同大小的 cell 會使得 cell 個數超過 99,999，因此本研究測試時是採用前三十張影像。均質化模式的射源邊界剛好設定在 cell 的邊界上。表 3-1 為案例 1 中 Snyder 數值假體各組織器官組成資訊，包含體素個數與組織質量。使用 MCNP 中 F6 計數(tally)進行劑量計算，I-131 主光子能量 364 keV 做為射源，F6 計數結果是以 MeV/g 作為劑量單位。



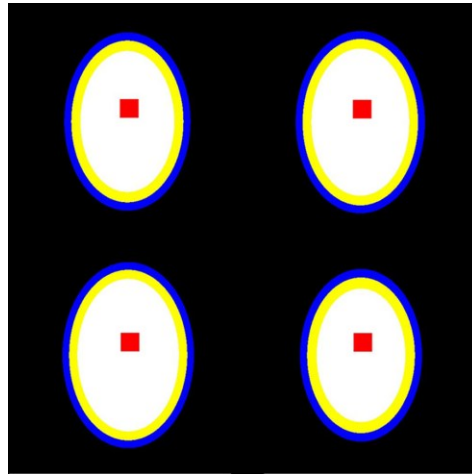


圖 3-1 Snyder 數值假體，紅色區塊為靶區即射源處

表 3-1 案例 1 中 Snyder 數值假體，各組織器官組成資訊

U Number	Tissue	No. of Voxels	Mass (g/voxel)	Total Mass (g)
1	skin	453064	3.67E-04	166.16
5	bone	466400	5.42E-04	252.65
4	brain	1293596	3.50E-04	452.66
6	target	6400	3.50E-04	2.24

均質化模式射源區的劑量計算結果如表 3-2，slice 1 到 slice 4 分別表示出現靶區的第一張影像到第四張影像。劑量計算模擬的粒子數介於  $10^6$  至  $2 \times 10^7$ ，均質化靶區(100 cells)的平均劑量為  $3.05 \times 10^{-3}$  MeV/g，與參考值相當一致，僅差了 0.06%，在統計誤差範圍內( $1\sigma < 1.0\%$ )。顯示均質化模式在射源區，分類相當理想。圖 3-2 是案例 1 二維劑量計算結果分布展示。

表 3-2 案例 1 均質化模式射源邊界吻合 cell 的邊界劑量計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40215	2.24E-03	43005	2.58E-03	45795	2.58E-03	48585	2.23E-03
40216	2.65E-03	43006	3.08E-03	45796	3.08E-03	48586	2.65E-03
40217	2.74E-03	43007	3.18E-03	45797	3.19E-03	48587	2.75E-03
40218	2.66E-03	43008	3.08E-03	45798	3.08E-03	48588	2.66E-03
40219	2.23E-03	43009	2.58E-03	45799	2.58E-03	48589	2.24E-03
40260	2.66E-03	43050	3.08E-03	45840	3.08E-03	48630	2.65E-03
40261	3.18E-03	43051	3.71E-03	45841	3.71E-03	48631	3.18E-03
40262	3.29E-03	43052	3.84E-03	45842	3.85E-03	48632	3.30E-03
40263	3.18E-03	43053	3.71E-03	45843	3.71E-03	48633	3.18E-03
40264	2.65E-03	43054	3.09E-03	45844	3.09E-03	48634	2.66E-03
40305	2.74E-03	43095	3.19E-03	45885	3.19E-03	48675	2.74E-03
40306	3.29E-03	43096	3.84E-03	45886	3.84E-03	48676	3.29E-03
40307	3.42E-03	43097	3.99E-03	45887	3.99E-03	48677	3.42E-03
40308	3.30E-03	43098	3.84E-03	45888	3.85E-03	48678	3.29E-03
40309	2.74E-03	43099	3.19E-03	45889	3.19E-03	48679	2.75E-03
40350	2.66E-03	43140	3.08E-03	45930	3.09E-03	48720	2.65E-03
40351	3.18E-03	43141	3.71E-03	45931	3.72E-03	48721	3.18E-03
40352	3.30E-03	43142	3.85E-03	45932	3.85E-03	48722	3.29E-03
40353	3.18E-03	43143	3.72E-03	45933	3.72E-03	48723	3.18E-03
40354	2.65E-03	43144	3.09E-03	45934	3.08E-03	48724	2.66E-03
40395	2.24E-03	43185	2.58E-03	45975	2.58E-03	48765	2.22E-03
40396	2.65E-03	43186	3.08E-03	45976	3.08E-03	48766	2.65E-03
40397	2.75E-03	43187	3.19E-03	45977	3.18E-03	48767	2.74E-03
40398	2.66E-03	43188	3.08E-03	45978	3.08E-03	48768	2.65E-03
40399	2.24E-03	43189	2.58E-03	45979	2.58E-03	48769	2.24E-03

\*射源區(靶區質量為 2.24 g) ,  $1\sigma < 1.0\%$

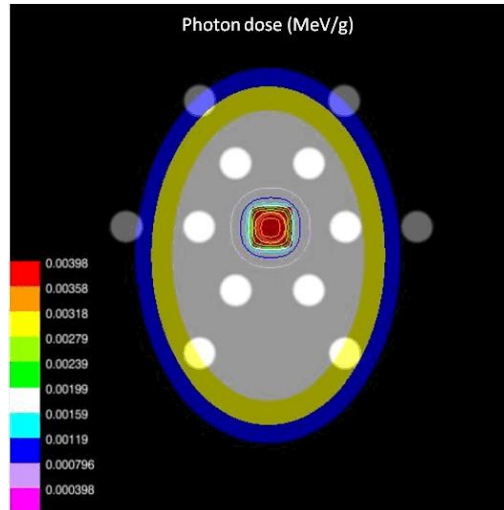


圖 3-2 案例 1 Snyder 數值假體均質體素模型二維劑量計算結果展示

案例 2：射源邊界落在均質化模型 cell 的中間

案例 2 中射源邊界落在均質化模型 cell 的中間，圖 3-3 為 slice1 中射源邊界落在 cell 中間的示意圖，圖中紫色區塊為射源區；射源兩側的 cell 只有一半的體積有射源。表 3-3 為個案 2 均質化模型的含腫瘤區域平均劑量計算結果會比詳細體素模式腫瘤平均低 9.3%。這是由於射源邊界落在 cell 中間的這些 cell 劑量較原案例 1 平均降低了 28%，而這些 cell 佔所有射源 cell 體積的 33%，使得均質化模式的計算結果低了 9.3%。

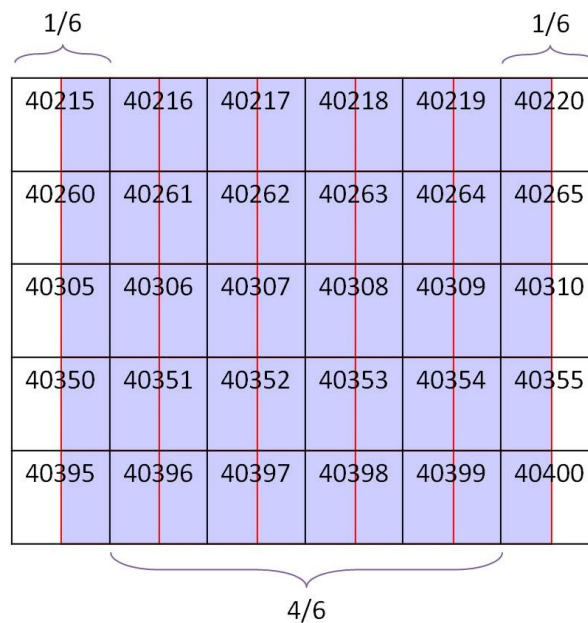


圖 3-3 Slice 1 中射源邊界落在 cell 中間的示意圖

表 3-3 案例 2 均質化模式射源邊界落在 cell 中間的劑量計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell num- ber	dose (MeV/g)	cell num- ber	dose (MeV/g)	cell num- ber	dose (MeV/g)	cell num- ber	dose (MeV/g)
40215	1.61E-03	43005	1.84E-03	45795	1.84E-03	48585	1.61E-03
40216	2.51E-03	43006	2.92E-03	45796	2.92E-03	48586	2.51E-03
40217	2.72E-03	43007	3.16E-03	45797	3.16E-03	48587	2.72E-03
40218	2.73E-03	43008	3.16E-03	45798	3.16E-03	48588	2.73E-03
40219	2.52E-03	43009	2.92E-03	45799	2.92E-03	48589	2.52E-03
40260	1.61E-03	43050	2.20E-03	45840	2.21E-03	48630	1.91E-03
40261	1.92E-03	43051	3.51E-03	45841	3.50E-03	48631	3.01E-03
40262	3.27E-03	43052	3.81E-03	45842	3.82E-03	48632	3.27E-03
40263	3.27E-03	43053	3.81E-03	45843	3.82E-03	48633	3.26E-03
40264	3.00E-03	43054	3.51E-03	45844	3.51E-03	48634	3.01E-03
40305	1.98E-03	43095	2.29E-03	45885	2.29E-03	48675	1.99E-03
40306	3.11E-03	43096	3.63E-03	45886	3.63E-03	48676	3.10E-03
40307	3.39E-03	43097	3.96E-03	45887	3.95E-03	48677	3.39E-03
40308	3.38E-03	43098	3.95E-03	45888	3.95E-03	48678	3.39E-03
40309	3.11E-03	43099	3.62E-03	45889	3.63E-03	48679	3.11E-03
40350	1.92E-03	43140	2.20E-03	45930	2.21E-03	48720	1.91E-03
40351	3.01E-03	43141	3.51E-03	45931	3.51E-03	48721	3.00E-03
40352	3.26E-03	43142	3.82E-03	45932	3.82E-03	48722	3.26E-03
40353	3.27E-03	43143	3.82E-03	45933	3.82E-03	48723	3.27E-03
40354	3.00E-03	43144	3.51E-03	45934	3.51E-03	48724	3.01E-03
40395	1.61E-03	43185	1.84E-03	45975	1.84E-03	48765	1.60E-03
40396	2.51E-03	43186	2.92E-03	45976	2.92E-03	48766	2.51E-03
40397	2.72E-03	43187	3.16E-03	45977	3.16E-03	48767	2.72E-03
40398	2.73E-03	43188	3.16E-03	45978	3.16E-03	48768	2.73E-03
40399	2.52E-03	43189	2.92E-03	45979	2.92E-03	48769	2.52E-03
40220	1.61E-03	43010	1.84E-03	45800	1.84E-03	48590	1.61E-03
40265	1.91E-03	43055	2.20E-03	45845	2.21E-03	48635	1.91E-03

表 3-3(續) 案例 2 均質化模式射源邊界落在 cell 中間的劑量計算結果

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell num- ber	dose (MeV/g)	cell num- ber	dose (MeV/g)	cell num- ber	dose (MeV/g)	cell num- ber	dose (MeV/g)
40310	1.99E-03	43100	2.29E-03	45890	2.29E-03	48680	1.99E-03
40355	1.91E-03	43145	2.20E-03	45935	2.20E-03	48725	1.91E-03
40400	1.61E-03	43190	1.84E-03	45980	1.84E-03	48770	1.61E-03

\*紅色字體標示的 cell 表示該 cell 只有一半的體積有射源，射源區(靶區)質量為 2.24 g

### 案例 3：射源區質量增大為 8.96 公克

案例 3 進行如案例 1、2 探討源區模擬對均質化模型靶區劑量計算準確性的影響，射源區質量增大為 8.96 公克。圖 3-4 為 Snyder 數值假體，紅色源區亦是靶區質量為 8.96 公克。表 3-4 為案例 3 中 Snyder 數值假體各組織器官組成資訊包含體素個數與組織質量。(a)當射源邊界完全吻合 cell 邊界時，兩模式的計算結果差異表現與案例 1 相一致，如表 3-5。(b)當均質化射源向右移 4 個像素，射源邊界落於均質化模型 cell 的中間時，詳細體素模式的計算結果為  $1.07 \times 10^{-3} \text{MeV/g}$ 。均質化模型劑量計算結果會較詳細體素模式低 4.5%(表 3-6)。造成差異的原因與案例 2 相同。如所預期的，當射源(靶區)越大時，射源邊界落點對均質模型劑量計算的不準確度影響越小。

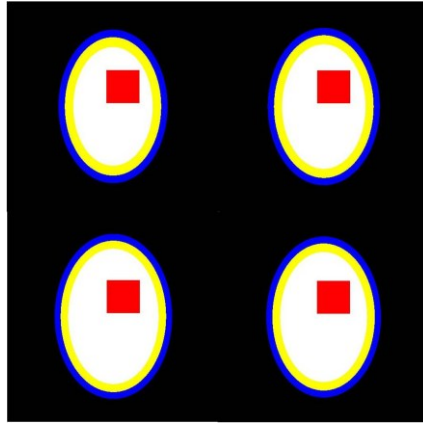


圖 3-4 Snyder 數值假體，紅色靶區質量為 8.96 公克

表 3-4 案例 3 中 Snyder 數值假體各組織器官組成資訊

U Number	Tissue	No. of Voxels	Mass (g/voxel)	Total Mass (g)
1	skin	453064	3.67E-04	166.16
5	bone	466400	5.42E-04	252.65
4	brain	1274396	3.50E-04	445.94
6	target	25600	3.50E-04	8.96

表 3-5 案例 3a 均質模式射源邊界吻合 cell 邊界的計算結果\*

cell number	slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number
39990	6.69E-04	42780	7.54E-04	45570	7.56E-04	48360	6.68E-04	
39991	7.94E-04	42781	9.04E-04	45571	9.04E-04	48361	7.92E-04	
39992	8.44E-04	42782	9.61E-04	45572	9.65E-04	48362	8.45E-04	
39993	8.74E-04	42783	9.89E-04	45573	9.89E-04	48363	8.73E-04	
39994	8.85E-04	42784	1.00E-03	45574	1.00E-03	48364	8.86E-04	
39995	8.88E-04	42785	1.00E-03	45575	1.00E-03	48365	8.86E-04	
39996	8.76E-04	42786	9.89E-04	45576	9.94E-04	48366	8.74E-04	
39997	8.48E-04	42787	9.62E-04	45577	9.60E-04	48367	8.50E-04	
39998	7.92E-04	42788	8.99E-04	45578	9.03E-04	48368	7.96E-04	
39999	6.68E-04	42789	7.53E-04	45579	7.58E-04	48369	6.69E-04	
40035	7.93E-04	42825	9.02E-04	45615	9.06E-04	48405	7.93E-04	
40036	9.53E-04	42826	1.09E-03	45616	1.09E-03	48406	9.52E-04	
40037	1.02E-03	42827	1.16E-03	45617	1.16E-03	48407	1.02E-03	
40038	1.05E-03	42828	1.20E-03	45618	1.20E-03	48408	1.05E-03	
40039	1.07E-03	42829	1.21E-03	45619	1.21E-03	48409	1.06E-03	
40040	1.07E-03	42830	1.21E-03	45620	1.21E-03	48410	1.07E-03	
40041	1.05E-03	42831	1.19E-03	45621	1.20E-03	48411	1.05E-03	
40042	1.02E-03	42832	1.17E-03	45622	1.16E-03	48412	1.02E-03	
40043	9.52E-04	42833	1.09E-03	45623	1.09E-03	48413	9.52E-04	
40044	7.94E-04	42834	9.05E-04	45624	9.03E-04	48414	7.93E-04	
40080	8.48E-04	42870	9.61E-04	45660	9.61E-04	48450	8.46E-04	
40081	1.02E-03	42871	1.16E-03	45661	1.16E-03	48451	1.02E-03	
40082	1.09E-03	42872	1.24E-03	45662	1.24E-03	48452	1.09E-03	
40083	1.13E-03	42873	1.28E-03	45663	1.29E-03	48453	1.13E-03	
40084	1.14E-03	42874	1.30E-03	45664	1.30E-03	48454	1.15E-03	

表 3-5(續) 案例 3a 均質模式射源邊界吻合 cell 邊界的計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40085	1.14E-03	42875	1.30E-03	45665	1.30E-03	48455	1.15E-03
40086	1.13E-03	42876	1.28E-03	45666	1.29E-03	48456	1.13E-03
40087	1.09E-03	42877	1.24E-03	45667	1.25E-03	48457	1.10E-03
40088	1.02E-03	42878	1.16E-03	45668	1.17E-03	48458	1.02E-03
40089	8.44E-04	42879	9.64E-04	45669	9.63E-04	48459	8.43E-04
40125	8.75E-04	42915	9.93E-04	45705	9.90E-04	48495	8.70E-04
40126	1.05E-03	42916	1.20E-03	45706	1.20E-03	48496	1.05E-03
40127	1.13E-03	42917	1.28E-03	45707	1.28E-03	48497	1.13E-03
40128	1.17E-03	42918	1.32E-03	45708	1.33E-03	48498	1.17E-03
40129	1.19E-03	42919	1.34E-03	45709	1.34E-03	48499	1.19E-03
40130	1.19E-03	42920	1.35E-03	45710	1.34E-03	48500	1.19E-03
40131	1.17E-03	42921	1.32E-03	45711	1.33E-03	48501	1.17E-03
40132	1.13E-03	42922	1.28E-03	45712	1.29E-03	48502	1.13E-03
40133	1.05E-03	42923	1.20E-03	45713	1.20E-03	48503	1.05E-03
40134	8.77E-04	42924	9.88E-04	45714	9.94E-04	48504	8.75E-04
40170	8.85E-04	42960	1.01E-03	45750	1.00E-03	48540	8.86E-04
40171	1.07E-03	42961	1.22E-03	45751	1.21E-03	48541	1.06E-03
40172	1.15E-03	42962	1.30E-03	45752	1.30E-03	48542	1.15E-03
40173	1.19E-03	42963	1.35E-03	45753	1.34E-03	48543	1.19E-03
40174	1.20E-03	42964	1.37E-03	45754	1.37E-03	48544	1.21E-03
40175	1.21E-03	42965	1.36E-03	45755	1.36E-03	48545	1.21E-03
40176	1.18E-03	42966	1.34E-03	45756	1.34E-03	48546	1.19E-03
40177	1.15E-03	42967	1.30E-03	45757	1.30E-03	48547	1.15E-03
40178	1.06E-03	42968	1.21E-03	45758	1.21E-03	48548	1.06E-03
40179	8.88E-04	42969	1.01E-03	45759	1.01E-03	48549	8.86E-04



表 3-5(續) 案例 3a 均質模式射源邊界吻合 cell 邊界的計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40215	8.83E-04	43005	1.01E-03	45795	1.00E-03	48585	8.86E-04
40216	1.06E-03	43006	1.21E-03	45796	1.21E-03	48586	1.07E-03
40217	1.15E-03	43007	1.30E-03	45797	1.30E-03	48587	1.15E-03
40218	1.19E-03	43008	1.34E-03	45798	1.34E-03	48588	1.18E-03
40219	1.20E-03	43009	1.36E-03	45799	1.36E-03	48589	1.21E-03
40220	1.20E-03	43010	1.36E-03	45800	1.36E-03	48590	1.21E-03
40221	1.19E-03	43011	1.34E-03	45801	1.34E-03	48591	1.19E-03
40222	1.15E-03	43012	1.30E-03	45802	1.30E-03	48592	1.15E-03
40223	1.06E-03	43013	1.21E-03	45803	1.21E-03	48593	1.07E-03
40224	8.84E-04	43014	1.01E-03	45804	1.01E-03	48594	8.85E-04
40260	8.73E-04	43050	9.90E-04	45840	9.95E-04	48630	8.73E-04
40261	1.05E-03	43051	1.19E-03	45841	1.20E-03	48631	1.05E-03
40262	1.14E-03	43052	1.29E-03	45842	1.29E-03	48632	1.13E-03
40263	1.17E-03	43053	1.33E-03	45843	1.33E-03	48633	1.17E-03
40264	1.19E-03	43054	1.35E-03	45844	1.35E-03	48634	1.19E-03
40265	1.19E-03	43055	1.34E-03	45845	1.34E-03	48635	1.19E-03
40266	1.17E-03	43056	1.33E-03	45846	1.32E-03	48636	1.17E-03
40267	1.13E-03	43057	1.29E-03	45847	1.28E-03	48637	1.13E-03
40268	1.05E-03	43058	1.20E-03	45848	1.20E-03	48638	1.05E-03
40269	8.72E-04	43059	9.90E-04	45849	9.90E-04	48639	8.71E-04
40305	8.45E-04	43095	9.63E-04	45885	9.64E-04	48675	8.47E-04
40306	1.02E-03	43096	1.17E-03	45886	1.17E-03	48676	1.02E-03
40307	1.09E-03	43097	1.24E-03	45887	1.25E-03	48677	1.09E-03
40308	1.13E-03	43098	1.29E-03	45888	1.29E-03	48678	1.13E-03
40309	1.14E-03	43099	1.30E-03	45889	1.30E-03	48679	1.15E-03

表 3-5(續) 案例 3a 均質模式射源邊界吻合 cell 邊界的計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40310	1.15E-03	43100	1.30E-03	45890	1.30E-03	48680	1.15E-03
40311	1.13E-03	43101	1.29E-03	45891	1.29E-03	48681	1.13E-03
40312	1.10E-03	43102	1.24E-03	45892	1.25E-03	48682	1.09E-03
40313	1.02E-03	43103	1.16E-03	45893	1.16E-03	48683	1.02E-03
40314	8.46E-04	43104	9.63E-04	45894	9.58E-04	48684	8.47E-04
40350	7.96E-04	43140	9.04E-04	45930	9.02E-04	48720	7.94E-04
40351	9.54E-04	43141	1.09E-03	45931	1.09E-03	48721	9.49E-04
40352	1.02E-03	43142	1.16E-03	45932	1.17E-03	48722	1.02E-03
40353	1.05E-03	43143	1.20E-03	45933	1.20E-03	48723	1.05E-03
40354	1.07E-03	43144	1.21E-03	45934	1.21E-03	48724	1.07E-03
40355	1.07E-03	43145	1.21E-03	45935	1.21E-03	48725	1.07E-03
40356	1.06E-03	43146	1.20E-03	45936	1.20E-03	48726	1.05E-03
40357	1.02E-03	43147	1.16E-03	45937	1.16E-03	48727	1.02E-03
40358	9.52E-04	43148	1.09E-03	45938	1.09E-03	48728	9.52E-04
40359	7.92E-04	43149	9.04E-04	45939	9.02E-04	48729	7.95E-04
40395	6.67E-04	43185	7.58E-04	45975	7.54E-04	48765	6.67E-04
40396	7.93E-04	43186	9.05E-04	45976	9.04E-04	48766	7.91E-04
40397	8.47E-04	43187	9.61E-04	45977	9.64E-04	48767	8.48E-04
40398	8.71E-04	43188	9.91E-04	45978	9.89E-04	48768	8.72E-04
40399	8.86E-04	43189	1.00E-03	45979	1.00E-03	48769	8.83E-04
40400	8.88E-04	43190	1.01E-03	45980	1.00E-03	48770	8.87E-04
40401	8.73E-04	43191	9.90E-04	45981	9.89E-04	48771	8.74E-04
40402	8.48E-04	43192	9.64E-04	45982	9.61E-04	48772	8.48E-04
40403	7.95E-04	43193	9.04E-04	45983	9.05E-04	48773	7.94E-04
40404	6.72E-04	43194	7.53E-04	45984	7.59E-04	48774	6.70E-04

\*射源區(靶區質量為 8.96 g)

表 3-6 案例 3b 射源邊界落於均質模型 cell 中間的劑量計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
39990	5.03E-04	42780	5.61E-04	45570	5.60E-04	48360	5.03E-04
39991	7.49E-04	42781	8.49E-04	45571	8.52E-04	48361	7.48E-04
39992	8.24E-04	42782	9.38E-04	45572	9.39E-04	48362	8.22E-04
39993	8.61E-04	42783	9.76E-04	45573	9.78E-04	48363	8.62E-04
39994	8.80E-04	42784	1.00E-03	45574	9.98E-04	48364	8.81E-04
39995	8.88E-04	42785	1.00E-03	45575	1.01E-03	48365	8.87E-04
39996	8.85E-04	42786	9.98E-04	45576	9.98E-04	48366	8.82E-04
39997	8.64E-04	42787	9.77E-04	45577	9.80E-04	48367	8.65E-04
39998	8.26E-04	42788	9.37E-04	45578	9.34E-04	48368	8.27E-04
39999	7.47E-04	42789	8.47E-04	45579	8.53E-04	48369	7.49E-04
40000	5.02E-04	42800	5.59E-04	45580	5.63E-04	48370	5.01E-04
40035	5.98E-04	42825	6.73E-04	45615	6.76E-04	48405	5.99E-04
40036	8.94E-04	42826	1.02E-03	45616	1.03E-03	48406	8.93E-04
40037	9.90E-04	42827	1.13E-03	45617	1.13E-03	48407	9.90E-04
40038	1.04E-03	42828	1.18E-03	45618	1.19E-03	48408	1.04E-03
40039	1.06E-03	42829	1.21E-03	45619	1.21E-03	48409	1.06E-03
40040	1.07E-03	42830	1.22E-03	45620	1.21E-03	48410	1.07E-03
40041	1.06E-03	42831	1.20E-03	45621	1.21E-03	48411	1.06E-03
40042	1.04E-03	42832	1.18E-03	45622	1.18E-03	48412	1.04E-03
40043	9.92E-04	42833	1.14E-03	45623	1.13E-03	48413	9.91E-04
40044	8.95E-04	42834	1.03E-03	45624	1.02E-03	48414	8.94E-04
40045	5.02E-04	42835	6.74E-04	45625	6.72E-04	48415	5.97E-04
40080	6.45E-04	42870	7.22E-04	45660	7.22E-04	48450	6.42E-04
40081	9.53E-04	42871	1.09E-03	45661	1.09E-03	48451	9.53E-04
40082	1.06E-03	42872	1.21E-03	45662	1.21E-03	48452	1.06E-03

表 3-6 (續) 案例 3b 射源邊界落於均質模型 cell 中間的劑量計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40083	1.11E-03	42873	1.26E-03	45663	1.27E-03	48453	1.11E-03
40084	1.14E-03	42874	1.29E-03	45664	1.30E-03	48454	1.14E-03
40085	1.15E-03	42875	1.30E-03	45665	1.31E-03	48455	1.15E-03
40086	1.14E-03	42876	1.29E-03	45666	1.29E-03	48456	1.14E-03
40087	1.11E-03	42877	1.26E-03	45667	1.27E-03	48457	1.11E-03
40088	1.06E-03	42878	1.21E-03	45668	1.21E-03	48458	1.06E-03
40089	9.54E-04	42879	1.09E-03	45669	1.09E-03	48459	9.51E-04
40090	5.99E-04	42880	7.18E-04	45670	7.20E-04	48460	6.38E-04
40125	6.65E-04	42915	7.44E-04	45705	7.47E-04	48495	6.65E-04
40126	9.83E-04	42916	1.12E-03	45706	1.12E-03	48496	9.82E-04
40127	1.10E-03	42917	1.25E-03	45707	1.24E-03	48497	1.10E-03
40128	1.15E-03	42918	1.31E-03	45708	1.31E-03	48498	1.16E-03
40129	1.18E-03	42919	1.33E-03	45709	1.34E-03	48499	1.18E-03
40130	1.19E-03	42920	1.35E-03	45710	1.34E-03	48500	1.19E-03
40131	1.18E-03	42921	1.34E-03	45711	1.34E-03	48501	1.18E-03
40132	1.16E-03	42922	1.30E-03	45712	1.31E-03	48502	1.15E-03
40133	1.10E-03	42923	1.25E-03	45713	1.25E-03	48503	1.10E-03
40134	9.88E-04	42924	1.12E-03	45714	1.13E-03	48504	9.86E-04
40135	6.67E-04	42925	7.45E-04	45715	7.49E-04	48505	6.65E-04
40170	6.76E-04	42960	7.59E-04	45750	7.57E-04	48540	6.76E-04
40171	9.99E-04	42961	1.14E-03	45751	1.14E-03	48541	9.97E-04
40172	1.11E-03	42962	1.27E-03	45752	1.26E-03	48542	1.11E-03
40173	1.17E-03	42963	1.32E-03	45753	1.32E-03	48543	1.17E-03
40174	1.20E-03	42964	1.36E-03	45754	1.36E-03	48544	1.20E-03
40175	1.21E-03	42965	1.37E-03	45755	1.36E-03	48545	1.21E-03

表 3-6(續) 案例 3b 射源邊界落於均質模型 cell 中間的劑量計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40176	1.20E-03	42966	1.36E-03	45756	1.36E-03	48546	1.20E-03
40177	1.17E-03	42967	1.32E-03	45757	1.33E-03	48547	1.17E-03
40178	1.11E-03	42968	1.27E-03	45758	1.26E-03	48548	1.11E-03
40179	9.98E-04	42969	1.14E-03	45759	1.14E-03	48549	9.98E-04
40180	6.67E-04	42970	7.58E-04	45760	7.57E-04	48550	6.75E-04
40215	6.74E-04	43005	7.60E-04	45795	7.57E-04	48585	6.79E-04
40216	9.96E-04	43006	1.14E-03	45796	1.14E-03	48586	9.97E-04
40217	1.11E-03	43007	1.26E-03	45797	1.26E-03	48587	1.11E-03
40218	1.17E-03	43008	1.32E-03	45798	1.32E-03	48588	1.17E-03
40219	1.20E-03	43009	1.35E-03	45799	1.36E-03	48589	1.20E-03
40220	1.21E-03	43010	1.37E-03	45800	1.36E-03	48590	1.21E-03
40221	1.19E-03	43011	1.35E-03	45801	1.36E-03	48591	1.20E-03
40222	1.17E-03	43012	1.32E-03	45802	1.33E-03	48592	1.17E-03
40223	1.11E-03	43013	1.26E-03	45803	1.27E-03	48593	1.11E-03
40224	9.95E-04	43014	1.14E-03	45804	1.14E-03	48594	9.97E-04
40225	6.73E-04	43015	7.60E-04	45805	7.57E-04	48595	6.75E-04
40260	6.66E-04	43050	7.45E-04	45840	7.48E-04	48630	6.66E-04
40261	9.84E-04	43051	1.12E-03	45841	1.13E-03	48631	9.84E-04
40262	1.10E-03	43052	1.25E-03	45842	1.25E-03	48632	1.10E-03
40263	1.16E-03	43053	1.31E-03	45843	1.31E-03	48633	1.15E-03
40264	1.18E-03	43054	1.34E-03	45844	1.34E-03	48634	1.18E-03
40265	1.19E-03	43055	1.35E-03	45845	1.35E-03	48635	1.19E-03
40266	1.18E-03	43056	1.34E-03	45846	1.34E-03	48636	1.18E-03
40267	1.15E-03	43057	1.31E-03	45847	1.31E-03	48637	1.15E-03
40268	1.10E-03	43058	1.25E-03	45848	1.25E-03	48638	1.10E-03

表 3-6(續) 案例 3b 射源邊界落於均質模型 cell 中間的劑量計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40269	9.87E-04	43059	1.12E-03	45849	1.12E-03	48639	9.83E-04
40270	6.64E-04	43060	7.42E-04	45850	7.43E-04	48640	6.63E-04
40305	6.43E-04	43095	7.21E-04	45885	7.23E-04	48675	6.41E-04
40306	9.53E-04	43096	1.09E-03	45886	1.09E-03	48676	9.56E-04
40307	1.06E-03	43097	1.21E-03	45887	1.22E-03	48677	1.06E-03
40308	1.12E-03	43098	1.27E-03	45888	1.27E-03	48678	1.11E-03
40309	1.14E-03	43099	1.29E-03	45889	1.30E-03	48679	1.14E-03
40310	1.15E-03	43100	1.30E-03	45890	1.30E-03	48680	1.15E-03
40311	1.14E-03	43101	1.30E-03	45891	1.30E-03	48681	1.14E-03
40312	1.12E-03	43102	1.27E-03	45892	1.27E-03	48682	1.12E-03
40313	1.07E-03	43103	1.21E-03	45893	1.21E-03	48683	1.06E-03
40314	9.53E-04	43104	1.09E-03	45894	1.09E-03	48684	9.57E-04
40315	6.41E-04	43105	7.19E-04	45895	7.19E-04	48685	6.40E-04
40350	6.01E-04	43140	6.74E-04	45930	6.70E-04	48720	5.97E-04
40351	8.95E-04	43141	1.02E-03	45931	1.02E-03	48721	8.94E-04
40352	9.92E-04	43142	1.13E-03	45932	1.13E-03	48722	9.90E-04
40353	1.04E-03	43143	1.18E-03	45933	1.19E-03	48723	1.04E-03
40354	1.06E-03	43144	1.21E-03	45934	1.21E-03	48724	1.06E-03
40355	1.07E-03	43145	1.21E-03	45935	1.22E-03	48725	1.07E-03
40356	1.07E-03	43146	1.21E-03	45936	1.21E-03	48726	1.06E-03
40357	1.04E-03	43147	1.18E-03	45937	1.18E-03	48727	1.04E-03
40358	9.89E-04	43148	1.13E-03	45938	1.13E-03	48728	9.90E-04
40359	8.96E-04	43149	1.02E-03	45939	1.02E-03	48729	8.95E-04
40360	5.96E-04	43150	6.71E-04	45940	6.71E-04	48730	5.97E-04
40395	5.02E-04	43185	5.64E-04	45975	5.59E-04	48765	5.01E-04

表 3-6(續) 案例 3b 射源邊界落於均質模型 cell 中間的劑量計算結果\*

slice 1		slice 2		slice 3		slice 4	
cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)	cell number	dose (MeV/g)
40396	7.48E-04	43186	8.50E-04	45976	8.50E-04	48766	7.46E-04
40397	8.25E-04	43187	9.39E-04	45977	9.40E-04	48767	8.24E-04
40398	8.60E-04	43188	9.79E-04	45978	9.78E-04	48768	8.63E-04
40399	8.81E-04	43189	9.98E-04	45979	9.98E-04	48769	8.77E-04
40400	8.88E-04	43190	1.00E-03	45980	1.00E-03	48770	8.87E-04
40401	8.82E-04	43191	1.00E-03	45981	9.98E-04	48771	8.81E-04
40402	8.63E-04	43192	9.78E-04	45982	9.77E-04	48772	8.64E-04
40403	8.25E-04	43193	9.38E-04	45983	9.37E-04	48773	8.23E-04
40404	7.51E-04	43194	8.50E-04	45984	8.55E-04	48774	7.51E-04
40405	5.04E-04	43195	5.59E-04	45985	5.60E-04	48775	5.03E-04

\*紅色字體標示的 cell 表示該 cell 只有一半的體積有射源，射源區(靶區)質量為 8.96 g

#### 案例 4：探討均質模型進行不同組織界面區劑量計算之準確性

案例 4 射源設定條件與案例 1 相同，但光子能量為 1 MeV。圖 3-5 為案例 4 的計算結果，均質模型在均質區的劑量計算結果與詳細體素模型差異在 1.93% 以內 ( $1\sigma < 1.3\%$ )，在組織界面區的劑量計算結果差異在 2% ( $1\sigma < 1.4\%$ ) 以內。圖 3-6 是案例 4 二維劑量計算結果分布展示，計算結果顯示均質化模型的分類相當理想，無論是在均質區或組織界面區均不會造成計算劑量之誤差。

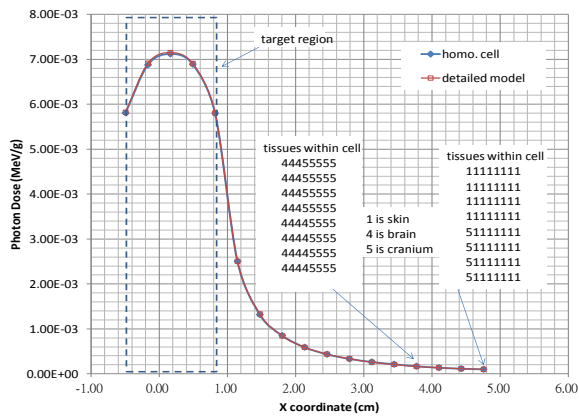


圖 3-5 詳細體素模式與均質體素模式的光子劑量計算結果(沿 X 軸)。  
「tissues within cell」是指該 cell 由不同的材料組成，1 為皮膚；4 為腦；5 為頭骨。

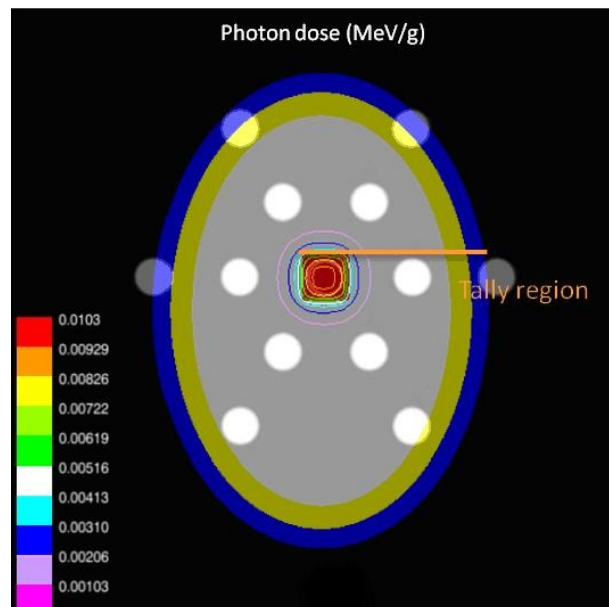


圖 3-6 案例 4 Snyder 數值假體均質體素模型二維劑量計算結果展示。



## 結論

核醫藥物 SPECT 造影活度定量，需經因病人體造成的光子衰減與散射予以修正。光子穿透準直儀 spetal 與 SPECT 造影系統的解析度不足是降低活度定量準確度的原因。案例 1、3、4 均質模式射源邊界吻合 cell 邊界的計算結果顯示均質化模型的分類相當理想。案例 2、3 射源邊界落於均質模型 cell 中間的腫瘤平均劑量皆低於參考值，明年度計畫將考慮射源佔每個 cell 的體積比例以進行射源修正。未來將以實際病人 CT 影像進行核醫藥物體內劑量計算。

## 肆、參考文獻

1. Davis TA, Kaminski MS, Leonard JP, et al. Results of a randomized trial of Bexxar (tositumomab and I-131 tositumomab) vs unlabeled tositumomab in patients with relapsed or refractory low grade or transformed non-Hodgkin's lymphoma [abstract]. *Blood*. 2001;98:843.
2. Sgouros G, Shannon S, Ballangrud AM, et al. Patient specific, 3-dimensional dosimetry in non-Hodgkin's lymphoma patients treated with I-131-anti-B1 antibody: assessment of tumor dose-response. *J Nucl Med*. 2003;44:260–268.
3. Dewaraja YK, Ljungberg M, Koral KF. Accuracy of I-131 tumor quantification in radioimmunotherapy using SPECT imaging with an ultra-high-energy collimator: Monte Carlo study. *J Nucl Med*. 2000;41:1760–1767.
4. Loevinger R, Budinger T and Watson E. MIRD Primer for Absorbed Dose Calculation revised edition (New York: Society of Nuclear Medicine), 1991.
5. 吳杰，張柏菁，張淑君，莊濬超，莊克士，陳英鑒，邱志宏，參考人假體與個人混合型假體應用於碘-131 甲狀腺體內劑量評估之比較，*核子醫誌* 2003;16:203-210.

6. Zaidi H, Sgouros G. Therapeutic applications of Monte Carlo calculations in nuclear medicine, *IOP*. 2003
7. Ljungberg M, Sjogreen K, Liu X, Frey E, Dewaraja YK, Strand S. A three dimensional absorbed dose calculation method based on quantitative SPECT for radionuclide therapy: evaluation for I-131 using Monte Carlo simulation. *J Nucl Med*. 2002;43:1101-1109.
8. Ogawa K, Harata H, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A practical method for position dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans. Med. Imaging* 1991;10:408-412.