

行政院原子能委員會  
委託研究計畫研究報告

核子醫學之體內劑量評估研究  
Study of Internal Dosimetry of Nuclear Medicine

計畫編號：992001INER008

受委託機關(構)：國立清華大學

計畫主持人：薛燕婉

核研所聯絡人員：李國威

聯絡電話：(03)5742669

E-mail address：ywhliu@gmail.com

報告日期：99年11月30日

## 目錄

目錄.....	1
中文摘要.....	1
ABSTRACT.....	2
壹、計畫緣起與目的.....	4
一、體內劑量計算原理與體內劑量評估程式.....	5
(一) MIRD schema 評估方法.....	5
(二) MIRD schema 用於 Patient-Specific 的體內劑量評估.....	13
(三) 核醫體內劑量評估程式.....	14
貳、研究方法與過程.....	18
一、體內劑量射源項驗證與影響吸收分率的因子.....	18
(一) 數值假體與體素假體.....	18
(二) MCNP4C 蒙地卡羅程式.....	20
(三) Repeated Structure 撰寫射源項正確性驗證.....	22
1. 光子比吸收分率比較.....	22
2. Y-90 射源 S 值比較.....	27
(四) *F8 與 F6 Tally 對能量沈積計算結果的影響.....	29
(五) *F8、F6 tally 與器官組織密度對吸收分率的影響.....	35
二、建立個人化體素假體.....	41
三、建立源器官與靶器官 ROI 圈選產生射源項.....	41
參、主要發現與結論.....	45
肆、參考文獻.....	47

# 核子醫學之體內劑量評估研究

計畫編號：992001INER008

吳晉暉 薛燕婉

清華大學核子工程與科學研究所

## 中文摘要

在核子醫學中核醫藥物用於病灶的診斷或治療。為了評估核醫藥物在體內造成的輻射劑量，美國核醫學會的醫學體內劑量委員會(MIRD)發展一系列的劑量評估模式，以供體內劑量評估使用。MIRD小組發展的劑量評估模式是利用蒙地卡羅模擬參考人假體，根據不同的核種所發出的輻射能量以建立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 S 值。而參考人的器官幾何形狀、重量與各個病人個體差異大，利用參考人所求得的劑量是否能準確地套用在各個病人上是值得商榷的。為了提升核醫治療劑量的準確度，有必要考量每個病人特有的 S 值。本研究目的為建立個人化的核醫體內劑量評估方法。本計畫為三年期。第一年研究項目主要包括(1)建立個人化體素假體，(2)建立源器官與靶器官 ROI 圈選以建構射源項。為了有效評估體素假體模型的準確度，以 analytical Snyder 頭型模型為模擬對象，針對不同能量單一光子射源及 Y-90 電子射源分別計算各器官吸收分率或 S 值。結果顯示，使用體素假體模型與使用 analytical 模型的計算結果一致。第二年將以實際病人為例，進行劑量計算。

**關鍵字：**核醫體內劑量、蒙地卡羅模擬、吸收分率、S 值

# **Study of Internal Dosimetry of Nuclear Medicine**

Project Number: 992001INER008

C. H. Wu, Y-W H. Liu

Institute of Nuclear Engineering and Science,

National Tsing Hua University

## **Abstract**

In nuclear medicine, radiopharmaceuticals are used for diagnosis or treatment of lesions. In order to assess the internal dose caused by radiopharmaceutical, Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) developed a series of dose assessment literatures for internal dosimetry. MIRD formalism uses Monte Carlo method to simulate the reference man phantom to calculate the S value in target organ. However, the organ geometry and mass of individual patient are usually quite different from the reference man. It is questionable that the dose calculated by using reference man can be applied to individual patient. In order to elevate the dose accuracy during nuclear medicine treatment, it would be necessary to use the customized S value for dose calculations.

The purpose of this study is to establish an internal dose calculation method for each individual patient. It is a three-year project. The main items in the 1<sup>st</sup> year are (1) to establish individual voxel model, (2) to establish source organ and target organ, and use region-of-interest function to identify the source organ.

In order to access the accuracy of the voxel phantom, analytical Snyder head model is chosen as the object for simulation. For mono-energetic photon source of difference energies and Y-90 electron

source, absorbed fractions and S values are calculated. The result shows that the voxel-based phantom bears very accurate results comparing with the results of analytical model. The voxel model based on CT of individual patient will be used in the 2<sup>nd</sup> year study.

**Keywords: Internal dosimetry, Monte Carlo, absorbed fractions,  
S values**

## 壹、計畫緣起與目的

在核子醫學中核醫藥物用於病灶的診斷或治療，特別是針對放射免疫治療(radioimmunotherapy, RIT)與劑量分布情形時，必須考量每位病人的病灶區及周邊危急器官所接受到輻射劑量。為了評估核醫藥物在體內造成的輻射劑量<sup>1</sup>，美國核醫學會的醫學體內劑量委員會(Medical Internal Radiation Dose Committee, MIRD)發展一系列的劑量評估文獻<sup>2</sup>，以供體內劑量評估使用。MIRD 小組發展的劑量評估模式是利用蒙地卡羅法模擬參考人假體，根據不同的核種所發出的輻射能量以建立 S 值。

在不同的源器官中累積活度的空間分布需藉由定量之閃爍造影術(scintigraphic imaging)決定。S 值是視源器官、靶器官的幾何結構及源、靶器官間組織的物理特性而定。幾何結構可利用簡單的數學方程式建構，稱為參考人假體(reference man phantom)或利用電腦斷層影像建構，稱為體素假體(voxel phantom)。就核醫診斷而言，一般使用的劑量評估模式是在給定參考人假體的參數下求得不同核種的 S 值<sup>3,4</sup>，再利用不同源器官的累積活度求得靶器官的平均吸收劑量，以提供輻射防護評估的可能性<sup>5</sup>，或在給定不同核醫藥物的情形下比較劑量授予的情形<sup>6</sup>。現今有許多種類的參考人假體<sup>7,8</sup>及體素假體，供體內劑量計算使用<sup>9</sup>。

以核醫藥物治療時，係單次給予病人高活度的劑量。若以目前 MIRD 所發展的參考人假體求得劑量，而參考人的器官幾何形狀、重量與各個病人個體差異大，利用參考人所求得的劑量是否能準確地套用在各個病人上是值得商榷的。由於體素假體是利用實際病人的電腦斷層影像所建構而得，因此較能減低組織器官的

幾何形狀、源器官、靶器官相對位置因個體間所造成的差異。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。因此必須將病人的解剖形狀、各個正常組織、腫瘤的組成及密度一併考量<sup>10</sup>。現今取得解剖影像的方式，可利用電腦斷層造影、磁振造影取得由體素所組成的數位醫學影像，其典型的解析度為 1 mm。國際間漸漸趨向以醫學影像建構個人化體素假體(personalized voxel phantom)取代參考人假體，以提供準確的核醫治療劑量計算。

本研究分四個部分：

- (1) 先利用 Yoriyaz<sup>11</sup> 已建立好的 Zubal Phantom 體素假體幾何入檔作為計算對象，先自行手動將射源項建構在各個器官以 MCNP 蒙地卡羅程式進行計算。計算結果與 Yoriyaz 的結果相比較，以驗證射源項撰寫之正確性。
- (2) 利用體素假體進行有無考量電子遷移計算時，對源、靶器官的影響。此外也探討組織密度不同時對吸收分率的影響。
- (3) 建立個人化體素假體。
- (4) 建立源器官與靶器官 ROI 圈選以建構射源項。

## 一、體內劑量計算原理與體內劑量評估程式

### (一) MIRD schema 評估方法

體內劑量評估技術在美國醫界中，主要是由美國核子醫學學會(Society of Nuclear Medicine, SNM)的醫用輻射體內劑量委員會進行發展，該委員會所提出的體內劑量計算方法稱為 MIRD schema。國際輻射防護委員會(International Commission

on Radiological Protection, ICRP)也發展相似的評估方法與發表相似的參考文獻<sup>12</sup>。在 MIRD schema 中包含了體內劑量評估時所使用的符號、術語、數學方法以及參考文獻已發表在一系列的 MIRD 小冊子中。在 1987 年，美國橡樹嶺國家實驗室 (Oak Ridge National Laboratory, ORNL) 也發表 ORNL/TM-8381 /V1-7 的報告。該系列報告中包含不同年齡、性別的擬人型假體 (anthropomorphic phantom) 或稱參考人假體 (reference man)，並以該系列假體進行體內劑量評估。所計算出來的數據資料亦被收錄在 MIRD schema 當中。至今也發展了以 MIRD schema 為基礎的體內劑量評估程式有 MIRDOSE<sup>13</sup>、OLINDA /EXM<sup>14</sup> 等。

核醫藥物經嚥入或注射進入人體內，便開始對人體內的各個器官造成劑量。要如何計算體內各器官所接受的吸收劑量，就概念而言只要考量兩個因素。第一需得知核醫藥物滯留在該器官所發生的總衰變次數；第二需得知每次衰變後，在每單位質量器官造成多少能量沈積 (energy deposition)。因此，實際上體內劑量計算是需要了解一些相關因素與仰賴一些假體。這些項目包括參考人模式及該參考人的體內器官資訊。進行體內劑量計算必須要獲得資訊項目如下：

1. 給定放射性核種的總量—給定的活度大小。
2. 給定放射性核種的衰變率—物理半衰期(或衰變常數)。
3. 放射性核種每次發生衰變時，衰變的種類分支比 (branching) 及每次發射的平均能量。
4. 隨時間變化時，每一個組織或器官內的放射性活度大小—時



間活度曲線(time-activity function, TAC)。

- 5.放射性核種停留在每一個組織或器官內的時間長度—有效半衰期(effective half-time)或稱滯留時間(residence time)。
- 6.在每一個組織或器官內的總衰變次數—累積活度(accumulated activity)。
- 7.在每一個組織或器官(源、靶器官)中的能量吸收分率—吸收分率(absorbed fraction, AF)。
- 8.每一個組織或器官的質量。

在進行診斷性核醫藥物體內劑量評估時，MIRD schema 是假設放射性活度是均勻地分布在源器官，源器官發出的輻射能量是均勻地沈積在靶器官上。此外；對於診斷性核醫藥物而言，評估該項藥物所造成的體內劑量是基於：(1)由動物模式或少數人體試驗推得的藥物動力學的時間活度數據。(2)由不同年齡、性別簡單幾何的人體解剖模式。

MIRD schema 基本的計算方式是從源器官  $r_h$  內的累積活度推得對靶器官  $r_k$  所造成的平均吸收劑量，圖 1-1<sup>15</sup> 至圖 1-3 是描述 MIRD schema 進行體內劑量計算的步驟與所需資訊以計算出體內劑量。在已知累積活度大小時，源器官  $r_h$  對靶器官  $r_k$  造成的平均吸收劑量。圖 1-1 為 Step1，物理資訊包括(A)核衰變數據(Nuclear Decay Data)、(B)輻射吸收數據(Radiation Absorption Data)。圖 1-2 為 Step2，生物資訊是指核醫藥物活度在源器官內隨時間代謝的情況。圖 1-3 為 Step3，結合物理與生物資訊即可求得靶器官  $r_k$  的總平均吸收劑量。

**Step1. Physical Data**

**(A) Nuclear Decay Data**

Mean Energy Emitted  
Per Nuclear Transition

$$\Delta = \sum_i \Delta_i$$

$$= \sum_i n_i \bar{E}_i$$

$\Delta_i$  = mean energy of i-type radiation  
emitted per nuclear transition

$n_i$  = number of i-type radiation  
emitted per nuclear transition

**(B) Radiation Absorption Data**

Absorbed Fraction  
for Source Organ  $r_h$  and Target Organ  $r_k$

$$\phi_i(r_k \leftarrow r_h) = \frac{\text{i-type radiation energy absorbed by target organ } r_k}{\text{i-type radiation energy emitted by source organ } r_h}$$

For non-penetrating (np) radiations  
Such as alpha particle and electron

$$\phi_i(r_h \leftarrow r_h) = 1 \quad k = h$$

$$\phi_i(r_k \leftarrow r_h) = 0 \quad k \neq h$$

For penetrating (p) radiations  
Such as x-ray and y-ray

$$0 < \phi_i(r_k \leftarrow r_h) < 1$$

Radiation absorption evaluated by Monte Carlo Simulation  
in mathematical anthropomorphic phantom.

↓

S-factor

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \frac{\sum_i \Delta_i \phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k}$$

$$= \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$$

$m_k$  = mass of target organ  $r_k$

$\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$  = specific absorbed fraction  
=  $\phi_i(r_k \leftarrow r_h) / m_k$

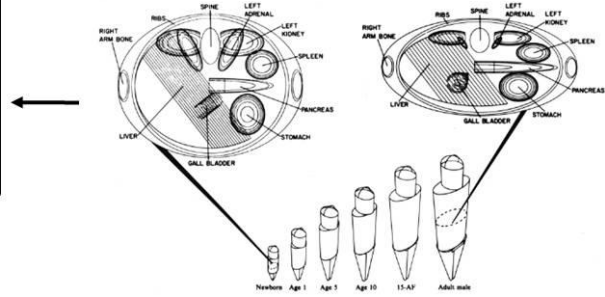


圖 1-1 在 MIRD schema 中的 Step1，需得知放射性核種體內劑量計算所需之物理資訊如衰變數據及計算相關的物理參數如吸收分率、S 值<sup>15</sup>

源器官  $r_h$  對靶器官  $r_k$  造成的平均吸收劑量  $\bar{D}(r_k \leftarrow r_h)$  可由 (1.1) 式求得：

$$\bar{D}(r_k \leftarrow r_h) = \frac{\tilde{A}_h \sum_i \Delta_i \phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} \quad (1.1)$$

$$= \tilde{A}_h \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h) \quad (1.2)$$

$$= \tilde{A}_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad (1.3)$$

其中  $\tilde{A}_h$  是在源器官  $r_h$  內的累積活度，物理意義為在源器官內的總衰變次數， $m_k$  為靶器官  $r_k$  的質量。 $\Delta_i$  稱核種劑量常數

(radionuclide-specific equilibrium dose constant)為第  $i$  種輻射能量每次衰變發射的平均能量。 $\phi_i$  是吸收分率(absorbed fraction, AF)為由源器官  $r_h$  發射的第  $i$  種輻射能量對靶器官  $r_k$  所造成能量沈積分率， $\Phi_i$  是比吸收分率(specific absorbed fraction, SAF)，為吸收分率與靶器官質量之比值。

$$\Phi_i(r_k \leftarrow r_h) \equiv \frac{\phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} \quad (1.4)$$

$S(r_k \leftarrow r_h)$  是放射性核種的 S 值，為在源器官  $r_h$  每單位累積活度對靶器官  $r_k$  所造成吸收劑量。

$$S(r_k \leftarrow r_h) \equiv \frac{\sum_i \Delta_i \phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} \quad (1.5)$$

MIRD schema 所列的 S 值是根據特定放射性核種與參考人解剖資訊以點核仁法(point kernel method)或蒙地卡羅法求得的。S 值不具時間依存性(non-time-dependent)，與欲得知的生物參數—時間活度函數完全無關。目前 MIRD schema 已將 S 值列表，使用者只需查表得知特定核種之 S 值，再與累積活度相乘即可得該器官的吸收劑量。因此 MIRD schema 是一個進行體內劑量快速評估的方法。

### Step2. Biological Data

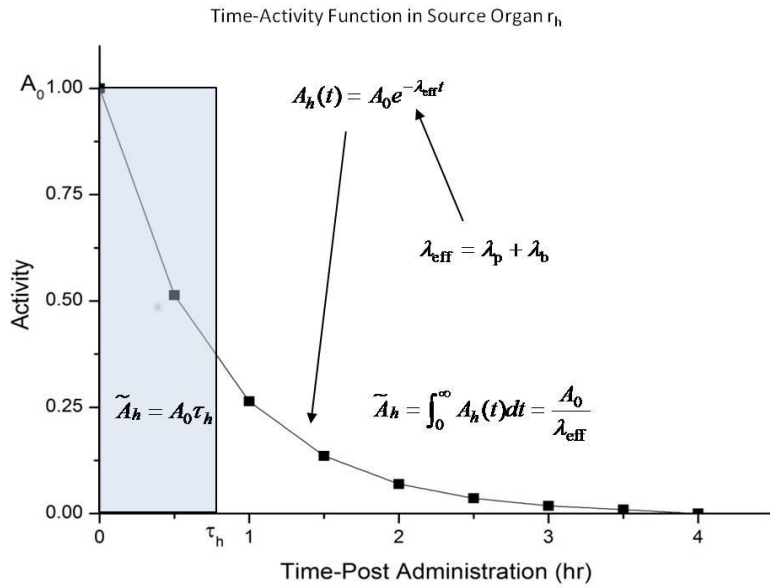


圖 1-2 在 MIRD schema 中的 Step2，需擷取在源器官內的代謝數據，核醫藥物的活度時間曲線以求得累積活度或藥物在源器官的滯留時間(residence time,  $\tau_h$ )

### Step3. Integration of Biological and Physical Data

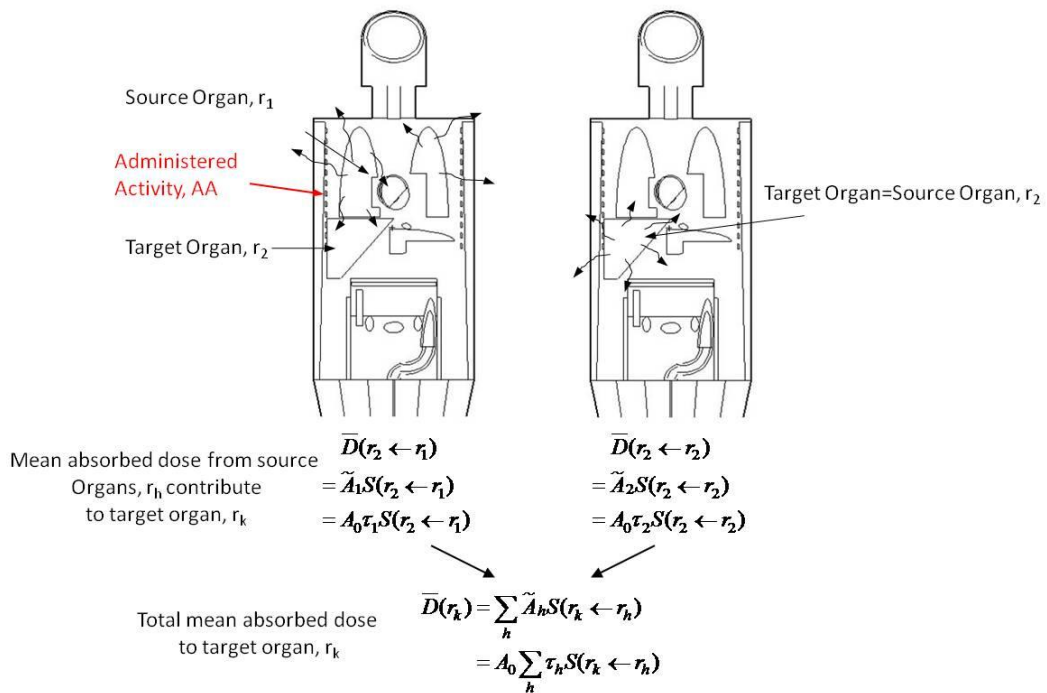


圖 1-3 在 MIRD schema 中的 Step3，整合相關的物理參數與生物參數以計算出數學假體中源器官  $r_h$  對靶器官  $r_k$  造成的總平均吸收劑量

在多個源器官情況下，必須將各個源器官對靶器官造成吸收劑量加總，方可得知靶器官的總平均吸收劑量。(1.6)式中  $\bar{D}(r_k)$  是考量多個源器官  $r_h$  對靶器官  $r_k$  造成的總平均吸收劑量：

$$\bar{D}(r_k) = \sum_h \frac{\tilde{A}_h \sum_i \Delta_i \phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} \quad (1.6)$$

$$= \sum_h \left[ \tilde{A}_h \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h) \right] \quad (1.7)$$

$$= \sum_h \tilde{A}_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad (1.8)$$

累積活度  $\tilde{A}_h$  是指在給定源器官  $r_h$  內，隨時間變化的活度對時間做積分。由給藥當下 ( $t=0$ ) 積分到藥物完全代謝清除完畢 ( $t=\infty$ )，累積活度  $\tilde{A}_h$  為：

$$\tilde{A}_h = \int_0^{\infty} A_h(t) dt \quad (1.9)$$

其中時間活度函數  $A_h(t)$  包括放射性核種的物理衰變常數與生物清除常數，通常可由核醫造影或動物模式取得。核醫藥物在任一組織或器官的時間活度函數現今是使用多項指數函數來表示：

$$A_h(t) = \sum_j (A_h)_j e^{-(\lambda_h)_j t} \quad (1.10)$$

其中  $(A_h)_j$  是第  $j$  個時間活度函數在源器官內攝入時間等於零的時候的活度大小， $(\lambda_h)_j$  為第  $j$  個指數項的清除常數 (clearance constant)，表示每單位時間第  $j$  個指數項在源器官的時間活度函數中的清除分率。清除常數  $(\lambda_h)_j$  實際上是指有效清除常數，

該常數包括生物清除(即人體進行新陳代謝)與放射性衰變的影響：

$$(\lambda_h)_j \equiv [(\lambda_e)_h]_j \quad (1.11)$$

$$= \lambda_p + [(\lambda_b)_h]_j \quad (1.12)$$

其中  $\lambda_p$  為放射性核種的衰變常數， $[(\lambda_b)_h]_j$  為在源器官  $r_h$  的時間活度函數中的第  $j$  個指數項的生物清除常數，是指對於第  $j$  個指數項每單位時間內的活度清除分率。對於每個指數項組成，各個半衰期具有與之相對應的清除常數，有效半衰期需包括生物半衰期及物理半衰期。元素半衰期  $T_{1/2}$ ：

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \quad (1.13)$$

有效半衰期  $T_e$ ：

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b} \quad (1.14)$$

即

$$T_e = \frac{T_p T_b}{T_p + T_b} \quad (1.15)$$

其中  $T_p$  為放射性核種的物理半衰期， $T_b$  為在源器官  $r_h$  的時間活度函數中的第  $j$  個指數項的生物半衰期， $T_e$  為有效半衰期。將時間活度函數對時間積分可得到在源器官  $r_h$  內的累積活度：

$$\tilde{A}_h = \sum_j \frac{(A_h)_j}{(\lambda_h)_j} = 1.44 \sum_j (A_h)_j [(T_e)_h]_j \quad (1.16)$$

核醫藥物滯留時間可由由累積活度除以給定活度 (administered activity, AA) 推得：

$$\tau_h = \frac{\tilde{A}_h}{AA} = 1.44 \sum_j \frac{(A_h)_j}{AA} [(T_e)_h]_j \quad (1.17)$$

$$= 1.44 \sum_j (f_h)_j [(T_e)_h]_j \quad (1.18)$$

$$\tilde{A}_h = AA \tau_h \quad (1.19)$$

其中  $(f_h)_j$  為源器官  $r_h$  的時間活度函數中的第  $j$  個指數項在時間為零 ( $t=0$ ) 的給定活度分率 (fraction of administered activity)；而累積活度等於給定活度與平均壽命 (mean life,  $\tau_h$ ) 之乘積。

## (二) MIRD schema 用於 Patient-Specific 的體內劑量評估

在 MIRD schema 中使用參考人假體模式代表正常的人體解剖幾何。若將 MIRD schema 應用於 Patient-Specific Dosimetry 以放射性核種治療為考量時，這種評估方式相當粗糙，而且吸收劑量大小的正確性難以驗證；此外它是以平均吸收劑量來預期治療效益，沒有考量劑量分布情況對腫瘤或其他組織器官所造成的影響。

對於非自我照射 (non-self irradiation) 的器官而言，即源器官不等於靶器官時，源、靶器官的外型、大小對 S 值的影響是相對小的。除非源器官或靶器官外觀形狀異常，一般的情況下 MIRD schema 直接將參考人各個器官與各個核種的 S 值直接套入在病人身上：

$$\begin{array}{c} \text{patient} \quad \text{referenceman} \\ S(r_k \leftarrow r_h) \approx S(r_k \leftarrow r_h) \quad \text{if} \quad r_h \neq r_k \end{array} \quad (1.20)$$

對於自我照射(self irradiation)的器官而言，即源器官等於靶器官時，S 值大約是反比於器官質量。因為靶器官本身所獲得的劑量，大部分是由非穿透性輻射(non-penetrating radiation)所貢獻，而非穿透性輻射的能量是假設在碰撞的當地就被吸收，而吸收劑量是與器官質量成反比。因此對於正常組織而言，S 值的調整只是對於參考人與病人間質量的差異，將參考人的 S 值應用於實際病人的自我吸收劑量(self-absorbed dose) 為：

$$\begin{array}{c} \text{patient} \quad \text{referenceman} \\ S(r_k \leftarrow r_h) \approx S(r_k \leftarrow r_h) \times \frac{\text{reference men target mass, } r_k}{\text{patient target mass, } r_k} \quad \text{if} \quad r_h = r_k \end{array} \quad (1.21)$$

病人的器官質量可以藉由電腦斷層影像或磁振造影得知。但實際上在無法得知器官質量資訊時，會利用病人與參考人全身體重進行 S 值的調整：

$$\begin{array}{c} \text{patient} \quad \text{referenceman} \\ S(r_k \leftarrow r_h) \approx S(r_k \leftarrow r_h) \times \frac{\text{reference men total body mass}}{\text{patient total body mass}} \end{array} \quad (1.22)$$

即在無法得知病人實際器官質量時，就假設器官質量正比於病人全身體重。可利用參考人全身體重與病人全身體重的比值與參考人之器官 S 值之乘積求得病人的 S 值。

### (三) 核醫體內劑量評估程式



常用於核醫體內劑量評估的程式分別為下列兩套程式：

(1) MIRDOSE、OLINDA 程式，(2) 3D-ID<sup>17</sup> 程式。

#### 1. MIRDOSE、OLINDA 程式

1995 年 Stabin 利用 ALGAMP 蒙地卡羅程式模擬一系列的數值假體的光子比吸收分率；該系列數值假體是由不同妊娠時期成年女性所假體所組成，用以評估在胎兒劑量。1996 年 Stabin 發展 MIRDOSE，該程式提供 10 種數值假體、超過 200 多種的放射性核種以及 28 源、靶器官以供體內劑量評估。MIRDOSE 是使用 ALGAMP 程式計算上述不同種類的假體與搭配不同的放射性核種計算出 S 值。MIRDOSE 程式已除去 S 值的冗長計算是直接將 ALGAMP 所計算而得的 S 值建表。使用者只需選擇放射性核種與輸入核種滯留時間即可快速得知靶器官的劑量。MIRDOSE 程式一共有三個版本：MIRDOSE 1、MIRDOSE 2 及 MIRDOSE 3，MIRDOSE 3 程式的操作介面從 DOS 版本移植到 Windows 環境上，該程式是以 Microsoft Visual Basic 所編寫，使用者可選擇超過 200 多種的放射性核種，10 種假體中包括 6 種不同年齡層假體；4 種懷孕與未懷孕的女性假體。使用者輸入源器官的滯留時間後，程式即可算出器官劑量；該程式亦提供 ICRP 所定義的有效等效劑量與有效劑量。這套程式選擇不同的核種、不同的數值假體進行體內劑量計算使得體內劑量評估變得快速、便利。MIRDOSE 3 除了納入 10 種數值假體可以選擇外，還加入了 ICRP 30 號報告中的胃腸道模式、膀胱排空模式、球體自吸收模型(模擬腫瘤)及骨頭與骨髓模型(評估

15 個紅骨髓主要分布區域的劑量及平均吸收劑量)

為了將 MIRDOSE 程式推廣到各個電腦工作平台，Stabin 以 Java 語法重新編寫 MIRDOSE 並在該程式中加入處理藥物動力學數據的擬合演算(fitting algorithm)法。Java 程式碼能在執行前於各個電腦重新編譯(compiled)；因此該程式能工作在 Unix、Macintosh 及 Windows 作業系統上。這套程式被重新命名為 Organ Level Internal Dose Assessment (OLINDA)，由於 MIRDOSE 的名稱可能隱含著該程式是由 MIRD 委員會所發展，這是為了與 MIRD 委員會做區別。OLINDA 程式目前已整合到一個新的體內、體外劑量評估系統，該系統是建構在網站上，該網站稱為 RAdiation Dose Assessment Resource (RADAR)<sup>16</sup>。RADAR 網站提供了 800 多種的放射性核種的衰變結構(decay scheme)、藥物動力學數據以及劑量轉換因子；而對一些數值假體也提供了相關的光子吸收分率資訊。

## 2. 3D-ID<sup>17</sup> 程式，

3D-ID 程式是由病人的影像資料來執行劑量計算。MIRDOSE、OLINDA 兩套用於核醫體內劑量評估都是使用參考人假體作為吸收劑量的計算基礎並假設放射性核種是均勻分布在源器官。就核醫診斷的方面，由於給定的活度低，即便是病人與參考人假體間的差異造成，由假體計算而得的劑量值套用於病人時有極大的差異。就輻射防護的角度來看上述程式的計算結果仍屬可接受的範圍。但就核醫治療的觀點切入，給定的活度高若持續套用以假體作為計算基礎時，實際上計算而得只是一個「假體」上的劑量而非實際病人的劑量。當套用假體劑量時會造成相當大的差異，所得知的劑量資訊僅僅只是停

留在平均吸收劑量的物理量，無法得知劑量分布。3D-ID 程式就是為了解決上述問題，該程式是由 Memorial Sloan-Kettering Cancer Center 所發展的，是利用 PET/SPECT 影像結合 CT 影像以進行劑量計算的三維體內劑量計算系統。計算方式是先利用 EGS 蒙地卡羅程式求得的點核仁，點核仁在與影像上得知的活度分布做捲積(convolution)以求得劑量。該套程式可展示出平均吸收劑量、體積劑量圖 (Dose-Volume Histogram, DVH)。DVH 圖能夠提供腫瘤劑量與正常組織劑量的資訊。以便與腫瘤控制率與正常組織毒性作連結。

## 貳、研究方法與過程

### 一、體內劑量射源項驗證與影響吸收分率的因子

#### (一) 數值假體與體素假體

本研究前期先使用 Yoriyaz<sup>11</sup> 所提供的 Zubal Phantom<sup>9</sup> 體素假體的 MCNP 幾何輸入檔做為計算對象。體素假體的計算結果與 ORNL/TM-8381 報告中 Cristy-Eckerman<sup>6</sup> 成年男性的數值假體的結果比較。Zubal Phantom 是基於真實人體解剖結構的 CT 影像所建構的體素假體，該假體是由每張 CT 影像厚度為 4mm、三維矩陣大小為 128 × 128 × 246 個正方體素(4mm x 4mm x 4mm)所組成。Zubal Phantom 體素假體具有多個體內器官，本研究將該假體的 MCNP 輸入檔中的各個器官組織分成三種材料，分別為肺臟、軟組織與骨頭，相對應的密度分別為 0.296、1.04 與 1.40 g/cm<sup>3</sup>。Cristy-Eckerman 數值假體是由美國橡樹嶺國家實驗室所發展，該系列假體包括 10 種假體。MIRDSE 程式是以該系列假體做為體內劑量計算基礎。除了新生兒假體外，其他假體的組織元素組成皆與 Zubal Phantom 體素假體的部分相同。

表 2-1 為 Cristy-Eckerman 數值假體與 Zubal Phantom 體素假體的器官質量資訊。在表中發現兩假體在質量上有些許差異；就腎臟、脾臟、副腎上腺與胰臟而言，Zubal Phantom 體素假體分別為 Cristy-Eckerman 數值假體的 1.7、2、0.26 與 0.56 倍。顯示若直接使用數值假體當成實際病人的器官結構，在不做任何修正或假設條件下進行劑量計算，計算結果會因為質量的差異而有所不同。圖 2-1 為 Cristy-Eckerman 數值假體與

Zubal Phantom 體素假體。

表 2-1 選定為計算的器官，Zubal Phantom 與  
Cristy-Eckerman 的器官質量比較

	Cristy-Eckerman (mathematical)	Zubal phantom (voxel-based)
Organ	Mass (g)	Mass (g)
Liver	1903.2	1948.7
Kidneys	299.5	507
Lungs	1000.5	1181.6
Spleen	183	370.6
Adrenals	15.7	4.1
Pancreas	94.3	52.7

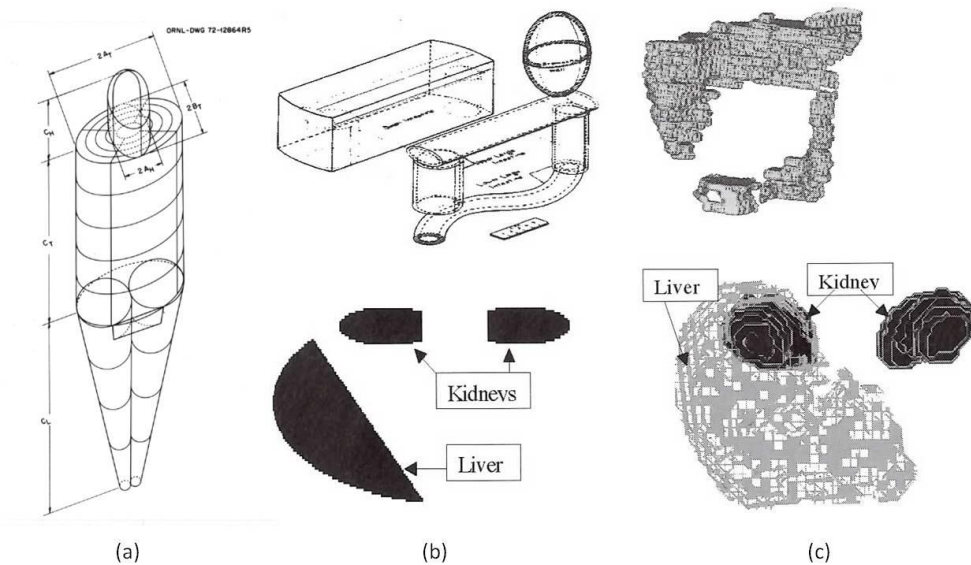


圖 2-1 (a) Cristy-Eckerman 成年男性數值假體，(b, c)上、下半部分別為 Cristy-Eckerman 數值假體與 Zubal Phantom 體素假體的腸胃道與肺臟、腎臟的幾何形狀

## (二) MCNP4C 蒙地卡羅程式

Monte Carlo N-Particle Transport Code System 4C, MCNP4C<sup>18</sup> 程式是由美國洛斯阿拉摩士國家實驗室 (Los Alamos National Laboratory, LANL) 所發展。此程式是使用美國布魯克海文國家實驗室、洛斯阿拉摩士國家實驗室、以及勞倫斯立佛摩爾國家實驗室所建立之連續能譜的截面資料，作為粒子遷移計算時的取樣資料。MCNP 程式可單獨模擬電子、光子及中子等粒子遷移的行為，也可同時進行中子和光子、光子和電子的遷移模擬。此程式可在 UNIX、MS-DOS 的系統下操作，並配合蒙地卡羅法追蹤每一個粒子遷移的路徑與物質作用的機制，如光電效應、康普吞散射、成對效應、光核反應等。模擬大量的輻射粒子與物質作用，並以統計方法表示該粒子的平均行為，藉此可模擬出三維空間的劑量分布。MCNP 程式在計算中子的能量範圍介於  $10^{-5}$  eV~20MeV，在計算光子與電子的能量範圍介於 1 keV~1000MeV。在執行 MCNP 程式前，使用者須建立一個輸入檔以便程式於執行時能夠讀取，此輸入檔包括運算標的的幾何結構與位置、材質及與粒子作用的截面、射源的種類及射源的位置、欲計算出的結果種類、改進計算的效率以降低誤差的技巧等。

以 MCNP4C 建構體素假體過程中，由於 CT 影像是由大小相同體素所組成，可利用 MCNP4C 中的 repeated structure 特性來描述重複的幾何區域(cell)。repeated structure 中的 universe 可以代表一個體素或一群體素的集合。可利用 universe 指定不同的組織。該方法先將組織材料定義成相對應的

universe number，使用者先定義欲填入 universe number 的矩陣大小，再依序將不同組織相對應的 universe number 填入使用者先前定義的 cell 內。舉例如圖 2-2，假設一張 CT 影像為一個  $8 \times 5$  的矩陣大小，在已知矩陣位置中各個元素所代表組織種類情況下，可利用 MCNP 中 Fill Card 的功能定義好一個  $8 \times 5$  的矩陣大小，再將 tissue1、tissue2、tissue3 分別定義成 U=1、U=2、U=3，不同的 U 值代號表示不同組織，再依據 CT 影像中已知的組織空間分布填入相對應的 U 值。由於 MCNP 的 repeated structure 功能可依據 CT 影像中的組織分布，在定義好的矩陣中填入相對應的 U 值代表該組織，因此即使是不規則的器官外型亦可利用該項特性，真實地將病人實際的解剖結構外型、位置展示出來。

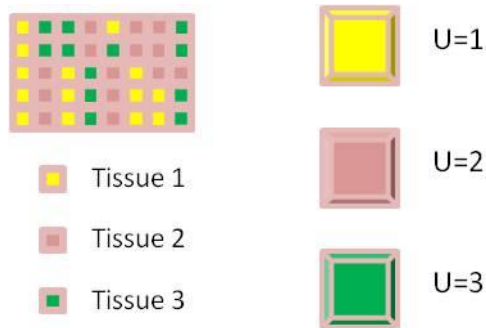


圖 2-2 CT 影像上各個體素所代表的組織材料可利用 MCNP 中 repeated structure 的不同的 universe number 代表之

### (三) Repeated Structure 撰寫射源項正確性驗證

#### 1. 光子比吸收分率比較

體內、外劑量評估多年來皆使用簡單的數值假體進行劑量評估。Yoriyaz 等人在 2000 年發表了以 Zubal Phantom 體素假體為計算對象，在不同光子能量下計算各個體內器官的吸收分率與比吸收分率，開始為了新一代更接近真實人體解剖結構的體素假體的使用開拓新的視野。早期利用數值假體進行體內劑量計算僅能得知整個器官的平均劑量，而無法了解更細微的劑量分布及器官體積接受劑量多寡的情形，引入以體素假體作為計算對象時，可得知每個體素的吸收劑量，為三維劑量分布計算與展示帶來了可能性。

體內劑量評估的射源詳細情況是基於核醫藥物所滯留的器官外型與在器官的滯留時間而定；因此研究初期必須先驗證撰寫射源項的正確性。在模擬計算的部分，目前只考量射源是在沒有代謝的情況下，也就是射源項是不隨時間變化的條件，藥物滯留時間的參數取得為未來工作內容。本研究先將射源項分別撰寫到 Zubal Phantom 體素假體內的各個器官，給定的射源強度是假設均勻地分布在源器官上。在給定不同光子能量下計算各器官的吸收分率與比吸收分率；並分別與 Yoriyaz 發表的文獻及 ORNL/TM-8381 報告中的結果做比較。在計算時使用 \*F8 tally，在一些比較低能的光子部分及靶器官體積很小(如：副腎上腺)的情況時，為了使得統



計誤差小於 4%，分別模擬了  $10^7 \sim 10^8$  個粒子。Yoriyaz 並沒有針對其計算結果提出相對應的統計誤差及使用何種 tally 方式做詳細的說明。

Yoriyaz 發表的比吸收分率是利用 MCNP4B 計算，其截面資料庫為 ENDF/B-V；本研究使用 MCNP4C、ENDF/B-VI 截面資料庫。經 MCNP4C 計算而得的比吸收分率如表 2-2 至表 2-8。計算結果與 Yoriyaz 的結果相較，大部分的計算結果是相近的；其比值(MCNP4C/MCNP4B, 4C/4B) 接近 1。幾個計算結果差異較大的部分為：

- SAF(Liver←Kidneys)，光子能量為 0.01 MeV，4C/4B 比值為 0.049。
- SAF(Target←Lungs)，光子能量為 0.5 MeV，4C/4B 比值介於 0.780 至 1.152 間。

就 MCNP4C、MCNP4B 計算值比較而言，MCNP4C 的計算結果與 Yoriyaz 的結果大部分都一致；除了少數幾個比吸收分率之外。這些差異度可能是由於兩程式所使用不同的截面資料庫所致。

表 2-2 為光子能量=0.01 MeV 時的比吸收分率(g-1)

T. organ <sup>d</sup>	MC	S. Organ <sup>c</sup>	S.Organ	S. Organ	S. Organ	S. Organ	S. Organ
	Code	Liver	Kidney	Lung	Pancreas	Spleen	Adrenal
Liver	4B <sup>a</sup>	4.91E-04	6.44E-05	1.19E-06	2.09E-07	0.00E+00	9.87E-06
	4C <sup>b</sup>	4.92E-04	3.19E-06	1.11E-06	1.90E-07	0.00E+00	9.43E-06
Kidneys	4B	3.25E-06	1.81E-03	0.00E+00	1.35E-05	6.18E-06	7.97E-05
	4C	3.19E-06	1.81E-03	0.00E+00	1.28E-05	6.01E-06	7.69E-05
Lungs	4B	1.27E-06	0.00E+00	7.51E-04	0.00E+00	4.54E-06	0.00E+00
	4C	1.24E-06	0.00E+00	7.55E-04	0.00E+00	4.44E-06	0.00E+00
Pancreas	4B	2.13E-07	1.40E-05	0.00E+00	1.66E-02	0.00E+00	3.71E-04
	4C	1.94E-07	1.29E-05	0.00E+00	1.67E-02	0.00E+00	3.64E-04
Spleen	4B	0.00E+00	6.28E-06	4.06E-06	0.00E+00	2.53E-03	0.00E+00
	4C	0.00E+00	5.95E-06	4.01E-06	0.00E+00	2.54E-03	0.00E+00
Adrenal	4B	9.11E-06	8.05E-05	0.00E+00	3.75E-04	0.00E+00	1.71E-01
	4C	9.48E-06	7.78E-05	0.00E+00	3.51E-04	0.00E+00	1.75E-01

a: MCNP4B    b: MCNP4C2.6    c: Source Organ    d: Target Organ

表 2-3 為光子能量=0.05 MeV 時的比吸收分率(g<sup>-1</sup>)

T. organ	MC	S. Organ	S.Organ	S. Organ	S. Organ	S. Organ	S. Organ
	Code	Liver	Kidney	Lung	Pancreas	Spleen	Adrenal
Liver	4B	1.42E-04	3.00E-05	1.75E-05	3.80E-05	4.47E-06	6.09E-05
	4C	1.48E-04	3.06E-05	1.78E-05	3.87E-05	4.39E-06	6.23E-05
Kidneys	4B	3.00E-05	2.71E-04	6.19E-06	6.04E-05	5.19E-05	1.15E-04
	4C	3.05E-05	2.85E-04	6.29E-06	6.17E-05	5.38E-05	1.19E-04
Lungs	4B	1.84E-05	6.50E-06	8.03E-05	1.22E-05	2.30E-05	1.37E-05
	4C	1.88E-05	6.45E-06	8.50E-05	1.23E-05	2.36E-05	1.38E-05
Pancreas	4B	3.79E-05	5.86E-05	1.16E-05	1.38E-03	4.56E-05	2.59E-04
	4C	3.86E-05	6.18E-05	1.19E-05	1.46E-03	4.67E-05	2.70E-04
Spleen	4B	4.38E-06	5.18E-05	2.16E-05	4.56E-05	4.30E-04	2.99E-05
	4C	4.32E-06	5.36E-05	2.22E-05	4.63E-05	4.53E-04	3.01E-05
Adrenal	4B	5.97E-05	1.18E-04	1.41E-05	2.59E-04	3.02E-05	5.35E-03
	4C	6.44E-05	1.20E-04	1.22E-05	2.70E-04	3.05E-05	5.75E-03

表 2-4 為光子能量=0.1 MeV 時的比吸收分率( $g^{-1}$ )

T. organ	MC Code	S. Organ Liver	S.Organ Kidney	S. Organ Lung	S. Organ Pancreas	S. Organ Spleen	S. Organ Adrenal
Liver	4B	9.01E-05	2.32E-05	1.42E-05	2.89E-05	5.73E-06	4.35E-05
	4C	9.13E-05	2.34E-05	1.44E-05	2.93E-05	5.80E-06	4.42E-05
Kidneys	4B	2.31E-05	1.65E-04	6.82E-06	4.36E-05	3.65E-05	7.65E-05
	4C	2.35E-05	1.67E-04	6.95E-06	4.43E-05	3.69E-05	7.75E-05
Lungs	4B	1.42E-05	6.81E-06	5.02E-05	1.14E-05	1.70E-05	1.27E-05
	4C	1.46E-05	6.94E-06	5.14E-05	1.16E-05	1.73E-05	1.28E-05
Pancreas	4B	2.88E-05	4.35E-05	1.12E-05	8.20E-04	3.54E-05	1.60E-04
	4C	2.93E-05	4.45E-05	1.16E-05	8.29E-04	3.56E-05	1.62E-04
Spleen	4B	5.76E-06	3.62E-05	1.67E-05	3.51E-05	2.59E-04	2.47E-05
	4C	5.77E-06	3.69E-05	1.71E-05	3.55E-05	2.63E-04	2.49E-05
Adrenal	4B	4.31E-05	7.55E-05	1.30E-05	1.63E-04	2.33E-05	3.34E-03
	4C	4.42E-05	7.69E-05	1.20E-05	1.62E-04	2.50E-05	3.38E-03

表 2-5 為光子能量=0.5 MeV 時的比吸收分率( $g^{-1}$ )

T. organ	MC Code	S. Organ Liver	S.Organ Kidney	S. Organ Lung	S. Organ Pancreas	S. Organ Spleen	S. Organ Adrenal
Liver	4B	8.41E-05	1.93E-05	1.40E-05	2.34E-05	5.15E-06	3.57E-05
	4C	8.41E-05	1.93E-05	1.19E-05	2.33E-05	5.20E-06	3.58E-05
Kidneys	4B	1.95E-05	1.68E-04	6.63E-06	3.71E-05	3.10E-05	7.01E-05
	4C	1.94E-05	1.68E-04	6.08E-06	3.70E-05	3.10E-05	6.99E-05
Lungs	4B	1.19E-05	6.06E-06	4.23E-05	9.27E-06	1.43E-05	1.04E-05
	4C	1.19E-05	6.08E-06	4.87E-05	9.40E-06	1.44E-05	1.05E-05
Pancreas	4B	2.34E-05	3.69E-05	1.05E-05	8.97E-04	2.72E-05	1.51E-04
	4C	2.32E-05	3.69E-05	9.50E-06	8.97E-04	2.75E-05	1.50E-04
Spleen	4B	5.19E-06	3.11E-05	1.80E-05	2.76E-05	2.63E-04	2.06E-05
	4C	5.21E-06	3.09E-05	1.44E-05	2.76E-05	2.63E-04	2.05E-05
Adrenal	4B	3.64E-05	6.91E-05	1.32E-05	1.53E-04	1.95E-05	3.89E-03
	4C	3.64E-05	7.05E-05	1.03E-05	1.51E-04	2.02E-05	3.91E-03

表 2-6 為光子能量=1.0 MeV 時的比吸收分率( $g^{-1}$ )

T. organ	MC Code	S. Organ Liver	S.Organ Kidney	S. Organ Lung	S. Organ Pancreas	S. Organ Spleen	S. Organ Adrenal
Liver	4B	7.58E-05	1.74E-05	1.07E-05	2.10E-05	4.82E-06	3.22E-05
	4C	7.58E-05	1.75E-05	1.07E-05	2.09E-05	4.84E-06	3.22E-05
Kidneys	4B	1.76E-05	1.51E-04	5.49E-06	3.34E-05	2.82E-05	6.34E-05
	4C	1.75E-05	1.51E-04	5.55E-06	3.33E-05	2.80E-05	6.35E-05
Lungs	4B	1.07E-05	5.53E-06	4.25E-05	8.32E-06	1.29E-05	9.35E-06
	4C	1.07E-05	5.55E-06	4.26E-05	8.39E-06	1.29E-05	9.39E-06
Pancreas	4B	2.10E-05	3.26E-05	8.18E-06	7.97E-04	2.41E-05	1.37E-04
	4C	2.07E-05	3.34E-05	8.44E-06	7.94E-04	2.48E-05	1.36E-04
Spleen	4B	4.82E-06	2.80E-05	1.28E-05	2.46E-05	2.37E-04	1.85E-05
	4C	4.85E-06	2.80E-05	1.28E-05	2.46E-05	2.37E-04	1.85E-05
Adrenal	4B	3.31E-05	6.22E-05	9.45E-06	1.38E-04	1.85E-05	3.20E-03
	4C	3.18E-05	6.45E-05	9.14E-06	1.37E-04	1.76E-05	3.21E-03

表 2-7 為光子能量=2.0 MeV 時的比吸收分率( $g^{-1}$ )

T. organ	MC Code	S. Organ Liver	S.Organ Kidney	S. Organ Lung	S. Organ Pancreas	S. Organ Spleen	S. Organ Adrenal
Liver	4B	6.19E-05	1.49E-05	9.10E-06	1.77E-05	4.36E-06	2.73E-05
	4C	6.18E-05	1.49E-05	9.09E-06	1.79E-05	4.32E-06	2.72E-05
Kidneys	4B	1.49E-05	1.19E-04	4.82E-06	2.81E-05	2.40E-05	5.32E-05
	4C	1.50E-05	1.19E-04	4.83E-06	2.82E-05	2.37E-05	5.32E-05
Lungs	4B	9.17E-06	4.84E-06	3.24E-05	7.12E-06	1.09E-05	8.05E-06
	4C	9.17E-06	4.86E-06	3.25E-05	7.22E-06	1.09E-05	7.98E-06
Pancreas	4B	1.81E-05	2.83E-05	6.87E-06	7.09E-04	2.06E-05	1.14E-04
	4C	1.78E-05	2.81E-05	7.28E-06	5.94E-04	2.10E-05	1.13E-04
Spleen	4B	4.39E-06	2.39E-05	1.08E-05	2.08E-05	1.88E-04	1.59E-05
	4C	4.30E-06	2.37E-05	1.08E-05	2.10E-05	1.88E-04	1.58E-05
Adrenal	4B	2.76E-05	5.51E-05	7.33E-06	1.14E-04	1.50E-05	1.93E-03
	4C	2.71E-05	5.36E-05	7.74E-06	1.13E-04	1.54E-05	1.96E-03

表 2-8 為光子能量=4.0 MeV 時的比吸收分率( $g^{-1}$ )

T. organ	MC Code	S. Organ Liver	S.Organ Kidney	S. Organ Lung	S. Organ Pancreas	S. Organ Spleen	S. Organ Adrenal
Liver	4B	4.64E-05	1.22E-05	7.41E-06	1.44E-05	3.70E-06	2.21E-05
	4C	4.61E-05	1.22E-05	7.40E-06	1.47E-05	3.70E-06	2.20E-05
Kidneys	4B	1.23E-05	8.32E-05	4.06E-06	2.29E-05	1.94E-05	4.15E-05
	4C	1.22E-05	8.28E-05	4.06E-06	2.26E-05	1.93E-05	4.14E-05
Lungs	4B	7.58E-06	4.12E-06	2.15E-05	5.87E-06	8.90E-06	6.66E-06
	4C	7.57E-06	4.10E-06	2.15E-05	6.02E-06	8.91E-06	6.67E-06
Pancreas	4B	1.47E-05	2.24E-05	5.96E-06	5.63E-04	1.69E-05	8.51E-05
	4C	1.46E-05	2.27E-05	6.08E-06	3.69E-04	1.72E-05	8.52E-05
Spleen	4B	3.77E-06	1.94E-05	8.69E-06	1.70E-05	1.33E-04	1.32E-05
	4C	3.69E-06	1.93E-05	8.66E-06	1.71E-05	1.33E-04	1.30E-05
Adrenal	4B	2.31E-05	4.25E-05	6.97E-06	9.02E-05	1.26E-05	9.00E-04
	4C	2.31E-05	4.17E-05	6.48E-06	8.49E-05	1.33E-05	8.91E-04

## 2. Y-90 射源 S 值比較

Y-90 射源的平均電子能量為 0.935 MeV。Yoriyaz 使用 MCNP4B 計算 Y-90 射源的 S 值並與 Snyder 等人所發表的數值假體的計算結果進行比較。Snyder 的計算方法是假設電子在源器官完全損失能量並不會穿透源器官將能量貢獻給其他器官。表 2-9 中 Yoriyaz 使用 MCNP4B 及 Snyder 假體計算而得的 S 值<sup>11</sup> 比原先 Snyder 等人所發表<sup>3</sup> 的 S(Liver←Liver)、S(Kidneys←Kidneys)與 S(Lungs←Lungs)分別低了 7%、2%與 10%。當靶器官不為源器官時，Snyder 發表的值皆為零。造成這些差異的原因是由於計算方法不同以及沒有考慮電子會遷移到其他器官而造成劑量貢獻，而使得靶器官的劑量低估。排除計算程式的不同，由 Yoriyaz 的

Snyder/MCNP4B 與 Zubal/ MCNP4B 兩種假體的計算結果比較發現，S(Liver←Liver)、S(Kidneys←Kidneys)與 S(Lungs←Lungs)分別差了 4%、17%與 42%。Yoriyaz 認為這是由於兩假體的器官質量不同而導致。

表 2-10 為本研究使用 MCNP4C 分別在三個源器官進行 Y-90 的 S 值計算與 Yoriyaz 結果的比較。除了在 S(Kidneys←Lungs)有較大的差異外，大部分的計算結果是相近的。

從以上不同光子能量射源造成的吸收分率與比吸收分率的比較，及 Y-90 電子射源的 S 值的計算結果比較，顯示本研究光子與電子的計算結果與 Yoriyaz 的結果大部分相近。可確認以手動撰寫的射源項是正確無誤的。

表 2-9 Y-90 射源在不同假體中的 S 值(mGy/MBq-s)，  
電子能量=0.935 MeV

Target Organ	Phantom/ Code	Source Organ		
		Liver	Kidneys	Lungs
Liver	Snyder <sup>a</sup>	8.25E-05	0.00E+00	0.00E+00
	Snyder/MCNP4B <sup>b</sup>	7.65E-05	6.66E-09	4.76E-09
	Zubal/MCNP4B	7.35E-05	4.42E-07	1.76E-07
Kidneys	Snyder <sup>a</sup>	0.00E+00	4.80E-04	0.00E+00
	Snyder/MCNP4B	7.04E-09	4.69E-04	1.72E-09
	Zubal/MCNP4B	4.65E-07	2.72E-04	3.17E-09
Lungs	Snyder <sup>a</sup>	0.00E+00	0.00E+00	1.50E-04
	Snyder/MCNP4B	3.99E-09	1.14E-09	1.35E-04
	Zubal/MCNP4B	1.73E-07	0.00E+00	1.12E-04

<sup>a</sup>Data published by Snyder et al., reference 3

<sup>b</sup>Reference 11

表 2-10 本研究使用 MCNP4C 計算 Y-90 射源的  
S 值(mGy/MBq-s) 與 Yoriyaz 使用 MCNP4B 的比較

Target Organ	Phantom/ Code	Source Organ		
		Liver	Kidneys	Lungs
Liver	Zubal/MCNP4B <sup>a</sup>	7.35E-05	4.42E-07	1.76E-07
	Zubal/MCNP4C	7.37E-05	4.69E-07	1.70E-07
Kidneys	Zubal/MCNP4B <sup>a</sup>	4.65E-07	2.72E-04	3.17E-09
	Zubal/MCNP4C	4.64E-07	2.71E-04	0.00E+00
Lungs	Zubal/MCNP4B <sup>a</sup>	1.73E-07	0.00E+00	1.12E-04
	Zubal/MCNP4C	1.73E-07	0.00E+00	1.12E-04

<sup>a</sup>Data published by Yoriyaz et al. , reference 11

#### (四) \*F8 與 F6 Tally 對能量沈積計算結果的影響

本研究使用 MCNP4C 中的兩種 tally 方式分別為 \*F8 與 F6 tally。\*F8 tally 是考慮光子發生碰撞後，將能量交給電子，電子進行遷移時會在其行進路徑上損失能量；F6 tally 是當光子一旦發生碰撞，被撞出的電子假設就在碰撞該處損失能量而不進行電子遷移計算過程。本研究使用 Zubal Phantom 體素假體分別以上述兩種 tally 方式進行計算；計算的光子能量為 0.01、0.05、0.10、0.50、1.00、2.00 與 4.00 MeV；計算的源、靶器官為肺臟、肝臟、腎臟、胰臟、副腎上腺與脾臟。\*F8 與 F6 的計算結果分別為 MeV 與 MeV/g。將 F6 的 tally 結果乘上器官質量轉換成 MeV 的單位。由於 \*F8 tally 是考量電子遷移計算，較符合完整的輻射粒子遷移行為，故將 \*F8 tally 計算結果當作基準(benchmark)。

為了比較兩 tally 方式對能量沈積的影響，本研究將能量差異度定義為：

$$\frac{(F6_{\text{depositedenergy}} - *F8_{\text{depositedenergy}})}{*F8_{\text{depositedenergy}}} \times 100\% = \text{Difference} \quad (2.1)$$

圖 2-3 至圖 2-8 為使用 \*F8 與 F6 Tally 對能量沈積影響之比較。圖 2-3 源器官為肝臟；肝臟器官質量為 1948.7g。從計算結果發現當光子能量為 4 MeV 時，差異度為 13%。圖 2-4 源器官為腎臟；腎臟器官質量為 507g，在光子能量分別為 2、4 MeV 時，差異度分別為 10 %、26 %。圖 2-5 源器官為肺臟；肺臟器官質量為 1181.6g，在光子能量分別為 2、4 MeV 時，差異度分別為 14%、38 %。圖 2-6 源器官為脾臟；脾臟器官質量為 370.6g，在光子能量分別為 2、4 MeV 時，差異度分別為 9 %、24 %。圖 2-7 源器官為胰臟；胰臟器官質量為 52.7g，在光子能量分別為 1、2 與 4 MeV 時，差異度分別為 6.5 %、20 % 與 54 %。圖 2-8 源器官為副腎上腺；副腎上腺質量為 4.1g，在光子能量為 0.5、1、2 與 4 MeV 時，差異度分別為 5 %、20 %、65% 與 189 %。

從上述計算結果顯示，使用 F6 tally 時隨著光子能量增加，在源器官內 F6 的計算結果會呈現劑量高估。在光子能量為 4 MeV 時，肝臟的劑量高估情況最小；反之副腎上腺的劑量高估情況最嚴重。其他由軟組織組成的器官則隨著器官質量越小，劑量高估情況越明顯。假定源器官即為靶器官時，使用 F6 tally 會造成靶器官劑量高估使得實際授予的劑量低於處方劑量；而這個現象隨著光子能量越高越明顯。使用 F6 tally 計算造成劑量高估的結果與光子能量有強烈的依存性，這個現象在器官質量越小的情況越顯著。對於源、靶器官不為同一器官



的情形而言，\*F8 與 F6 tally 對靶器官造成的能量沈積並無顯著的差異。

表 2-11 至 2-12 為使用 \*F8 與 F6 tally 的計算時間比較。使用 \*F8 tally 的計算時間為 F6 tally 的 2.4 ~ 14 倍，顯示 F6 tally 在不考慮電子遷移計算時較節省計算時間。使用 \*F8 與 F6 tally 劑量的建議為：通常核醫治療時源器官即為靶器官，在考量劑量計算的準確性與不考量縮短計算時間時，建議使用 \*F8 tally 進行計算。但為了在計算時間的花費與劑量計算的準確性兩者間取得平衡，在光子能量低於 1 MeV 的核醫治療藥物，靶器官質量大於幾百公克的軟組織器官可以考量以 F6 tally 進行計算，\*F8 與 F6 tally 的結果差異會在 5% 之內。

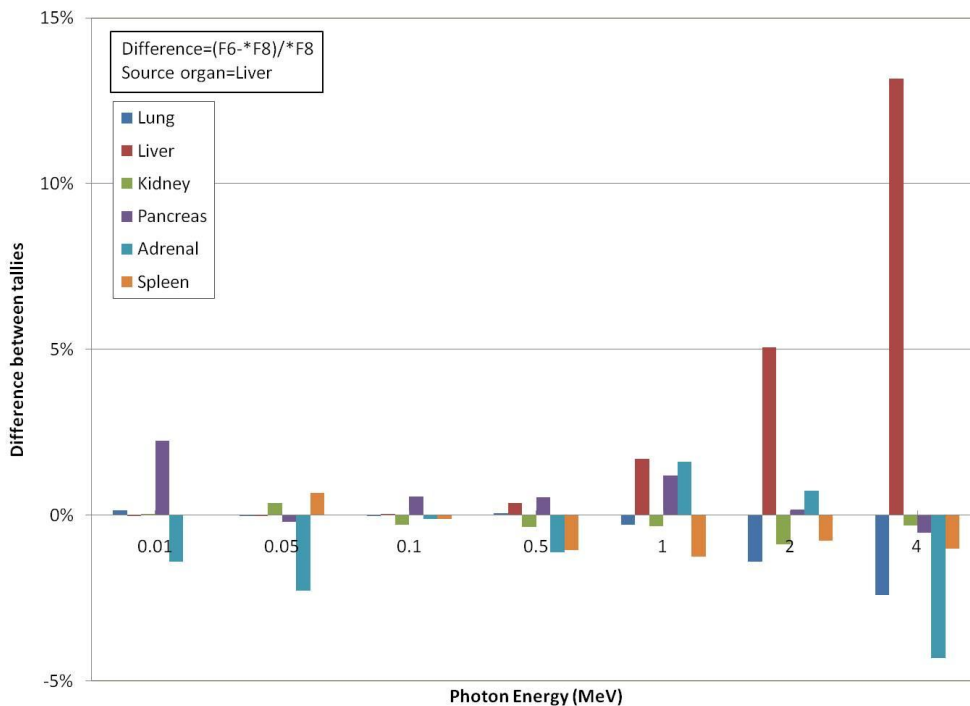


圖 2-3 源器官為肝臟，使用 \*F8 與 F6 tally 造成能量沈積的差異

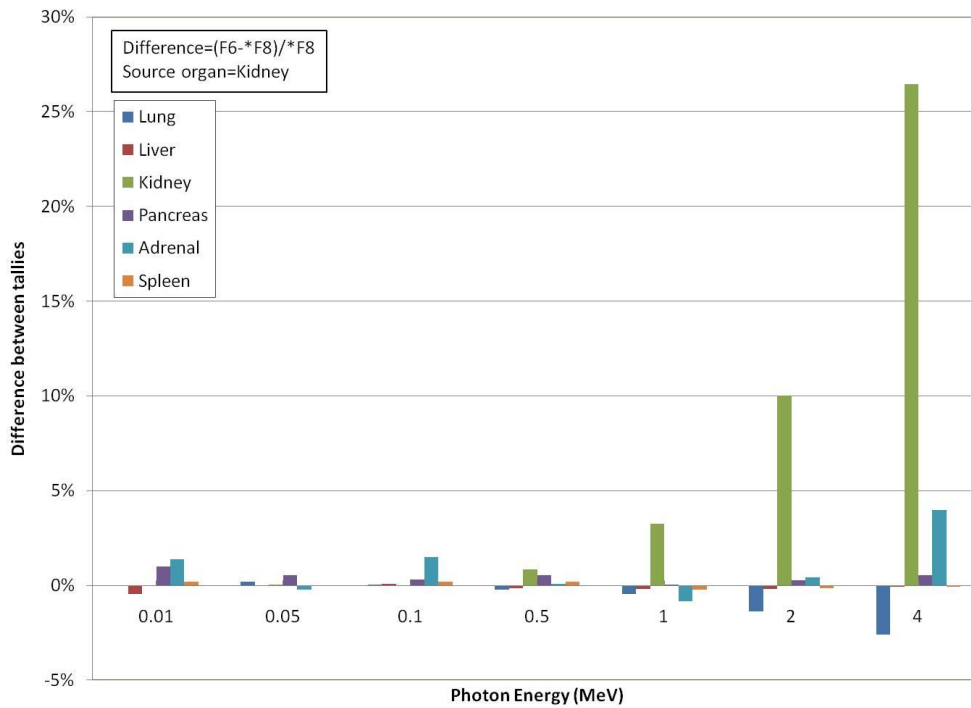


圖 2-4 源器官為腎臟，使用 \*F8 與 F6 tally 造成能量沈積的差異

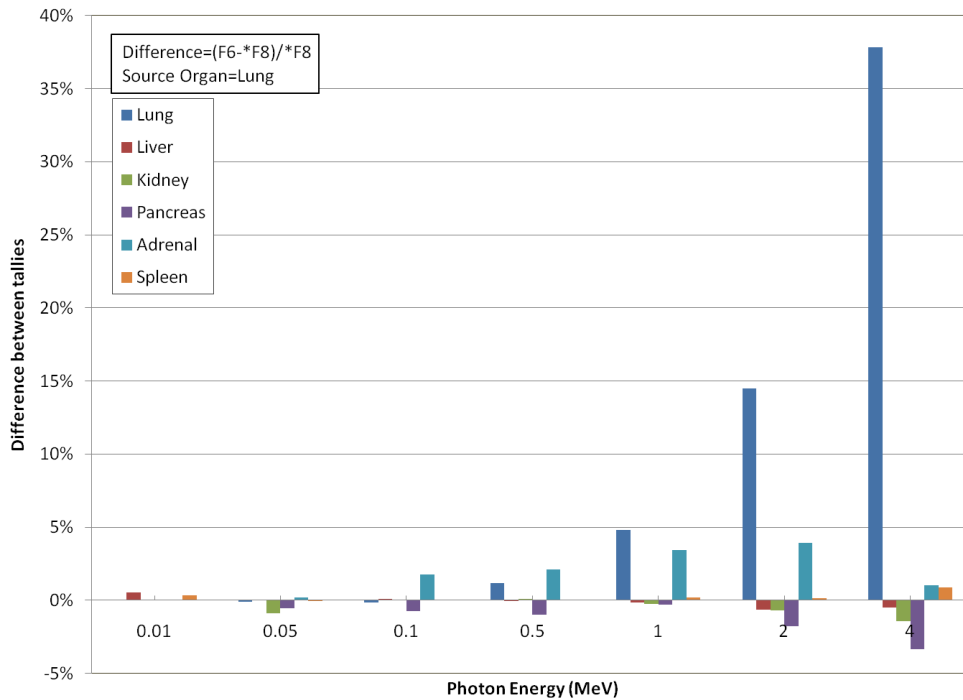


圖 2-5 源器官為肺臟，使用 \*F8 與 F6 tally 造成能量沈積的差異

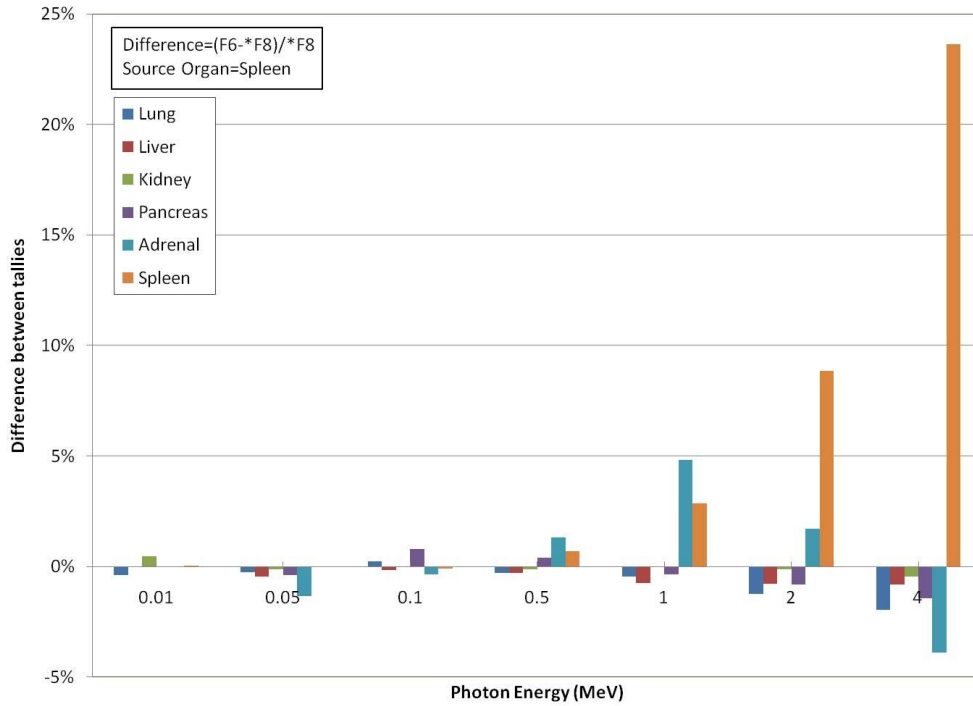


圖 2-6 源器官為脾臟，使用\*F8 與 F6 tally 造成能量沈積的差異

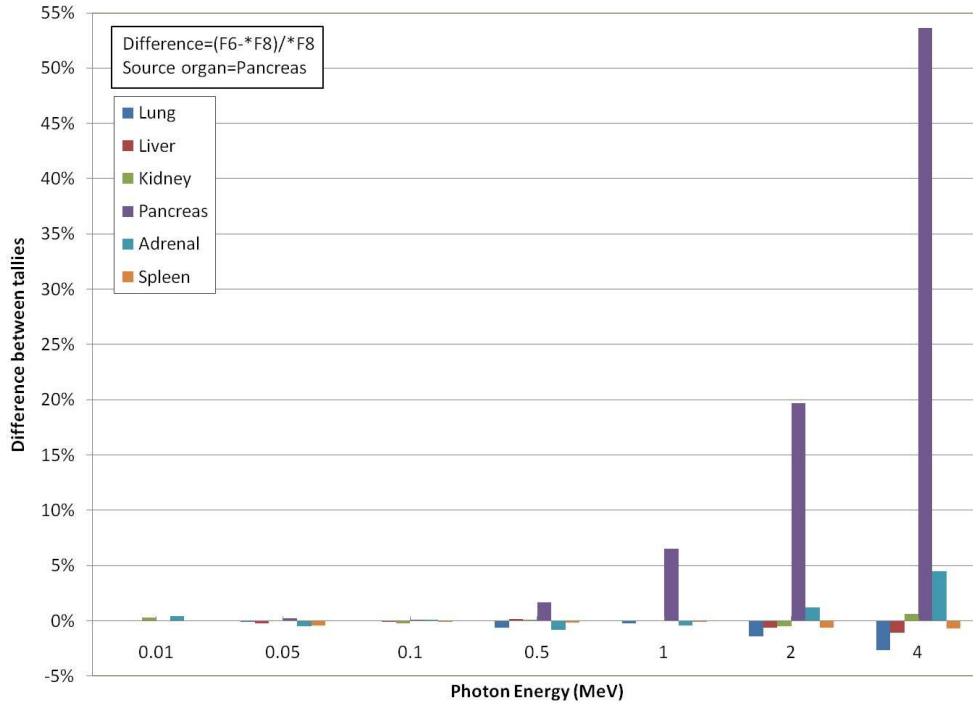


圖 2-7 源器官為胰臟，使用\*F8 與 F6 tally 造成能量沈積的差異

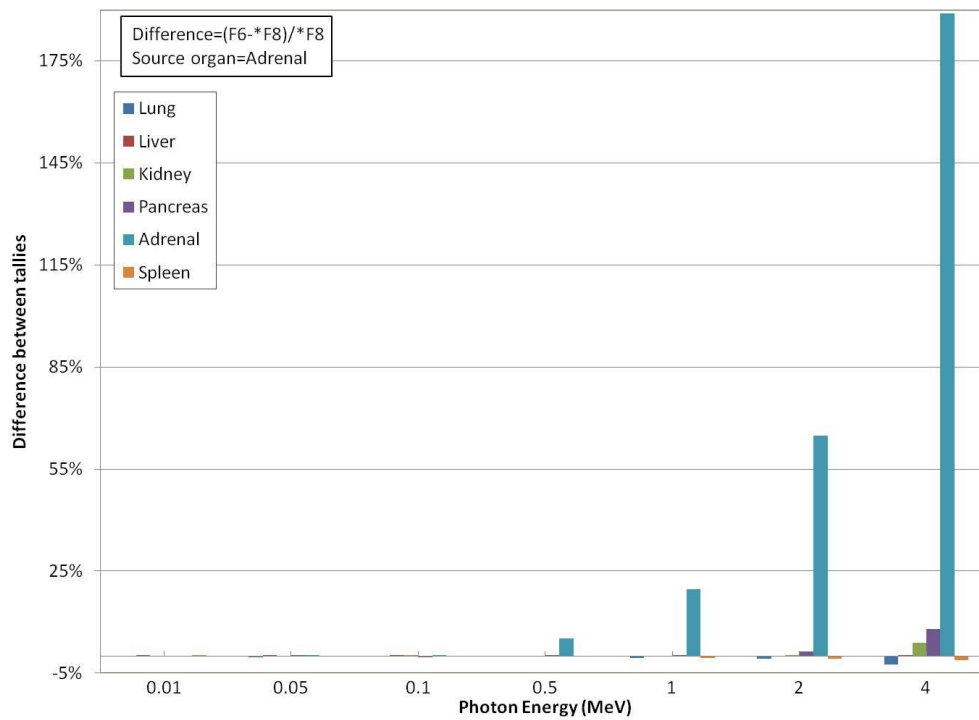


圖 2-8 源器官為副腎上腺，使用 \*F8 與 F6 tally 造成能量沈積的差異

表 2-11 使用 \*F8 與 F6 兩種 tally 方式計算肝臟吸收分率的時間比較

Photon Energy(MeV)	*F8 Computing Times (min)	F6 Computing Times (min)	*F8/F6 ratio of Computing Time
0.01	17.64	3.53	5.0
0.05	71.52	29.17	2.5
0.10	114.49	47.83	2.4
0.50	218.36	53.07	4.1
1.00	298.36	49.38	6.0
2.00	427.15	46.27	9.2
4.00	621.41	44.98	13.8

追蹤粒子數  $NPS=1 \times 10^7$ ,  $1\sigma < 2\%$

表 2-12 使用 \*F8 與 F6 兩種 tally 方式計算肺臟吸收分率的時間比較

Photon Energy(MeV)	*F8 Computing Times (min)	F6 Computing Times (min)	*F8/F6 ratio of Computing Time
0.01	17.75	4.09	4.3
0.05	71.47	27.82	2.6
0.10	122.2	47.25	2.6
0.50	248.13	55.69	4.5
1.00	344.51	52.52	6.6
2.00	495.42	49.31	10.0
4.00	470.42	48.52	9.7

追蹤粒子數  $NPS=1 \times 10^7$ ,  $1\sigma < 2\%$

(五) \*F8、F6 tally 與器官組織密度對吸收分率的影響

\*F8、F6 tally 在軟組織中隨著光子能量越高，兩 tally 方式計算出的能量沈積差異越大，光子能量為 4 MeV 時差異最大。在本節中探討 \*F8、F6 兩種 tally 方式與器官組織密度對吸收分率的影響。計算時使用光子能量為 4 MeV，使用三種組織材料為肺、軟組織與骨組織，三種組織密度分別為 0.296、1.04 與 1.40 g/cm<sup>3</sup>。為了了解體積大小對能量沈積造成的影響，分別計算球型半徑為 2、4、6、8、10、12 與 14cm 的七種大小的組織球；組織球中分別填入肺、軟組織與骨組織進行計算，該組織球既為源器官也為靶器官。

圖 2-9 至圖 2-11 分別為肺、軟組織與骨組織為三種組織球的 \*F8、F6 tally 計算結果之吸收分率 AF 比值。AF 比值定義為：

$$\text{AF ratio} = \frac{F6_{\text{AF}}}{*F8_{\text{AF}}} \quad (2.2)$$

比較三種組織球的 AF 比值(圖 2-12)，結果發現在球半徑為 2 cm 時，肺、軟組織與骨組織的 AF 比值分別為 4、1.6 與 1.4 顯示在器官體積小時，使用 F6 tally 會高估 AF；而隨著半徑增加，AF 比值越接近 1。使用 F6 tally 造成 AF 比值高估的現象隨著組織器官密度越小而越趨明顯，在這三種組織中，AF 比值高估的嚴重程度依序為肺組織、軟組織、骨組織。

圖 2-13 為三種組織在不同光子能量下的電子射程；電子射程隨著電子能量增加而增加。圖中顯示骨組織內的電子射程最短；肺組織內的電子射程最長，軟組織內的電子射程介於兩者中間。因此在半徑最小，密度最小的肺組織中，由於 \*F8 考慮電子遷移，在光子能量大時電子射程亦大，多半的能量會被電子帶走離開器官，而不像 F6 tally 假設光子在當地碰撞後就直接損失能量。三種組織球在相同的半徑、光子能量下計算，電子射程越遠的組織造成 \*F8、F6 tally 能量沈積差異越大，以 F6 tally 造成劑量高估的情況越顯著。從相同光子能量、不同組織球半徑來看，隨著半徑增加，AF 比值越趨近 1 是由於組織體積越大時，被光子引動的電子越容易達到電子平衡 (charged particle equilibrium, CPE)。

F6 tally 的方式係假設器官內的 P 點被光子碰撞後，光子於 P 點當地損失能量；\*F8 tally 的方式係假設器官內的 P 點被光子碰撞後，光子將能量交給 P 點處的電子，電子進行遷移；若組織體積夠大時達 CPE 時，P 點處因電子遷移損失的能量

可由器官內 Q 點來的電子能量補足。因此當組織體積夠大時，F6 tally 的結果會接近 \*F8 tally 的結果。在相同組織中，吸收分率隨著半徑增加而增加，表示器官質量的大小會影響吸收分率的結果。

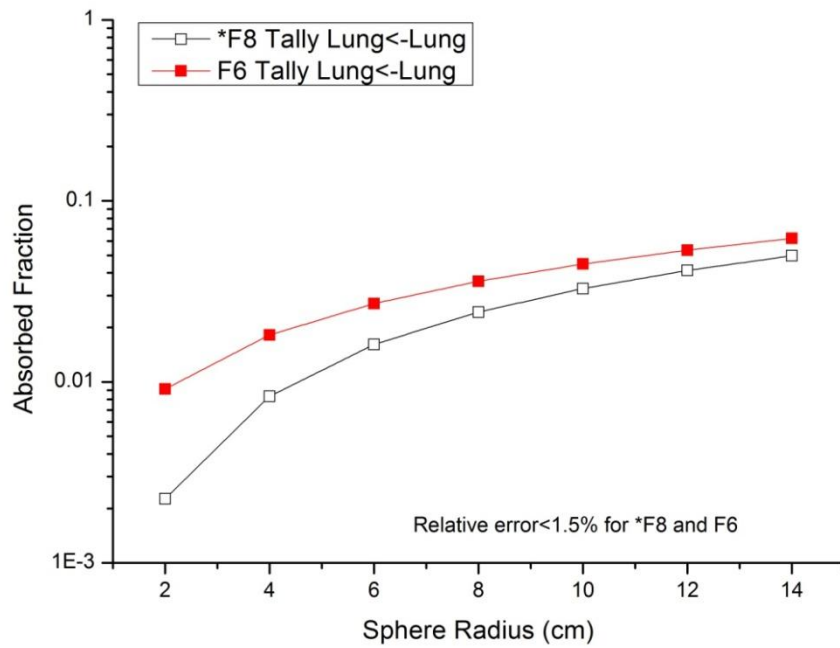


圖 2-9 \*F8 與 F6 在不同半徑的肺組織球的吸收分率

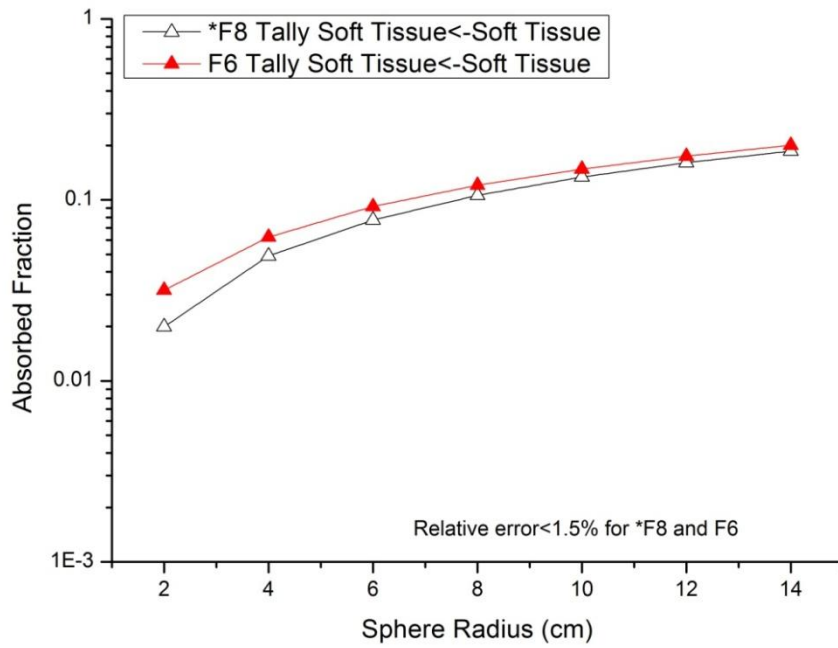


圖 2-10 \*F8 與 F6 在不同半徑的軟組織球的吸收分率

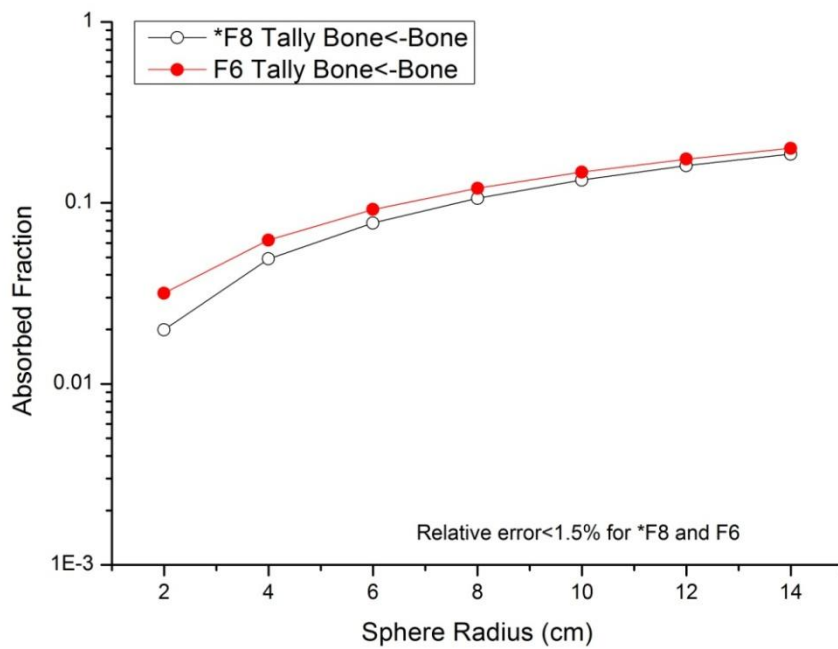


圖 2-11 \*F8 與 F6 在不同半徑的骨組織球的吸收分率



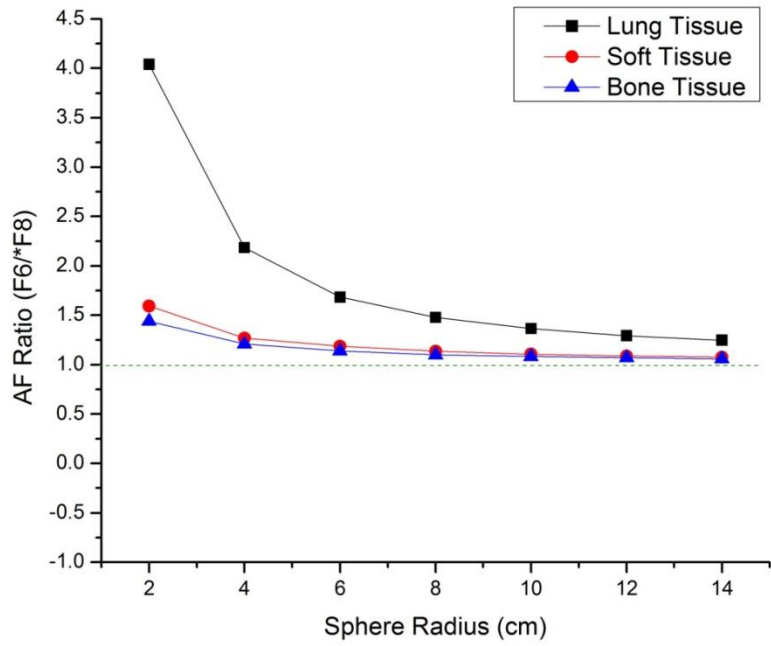


圖 2-12 在不同半徑的肺、軟組織與骨組織球的 AF 比值

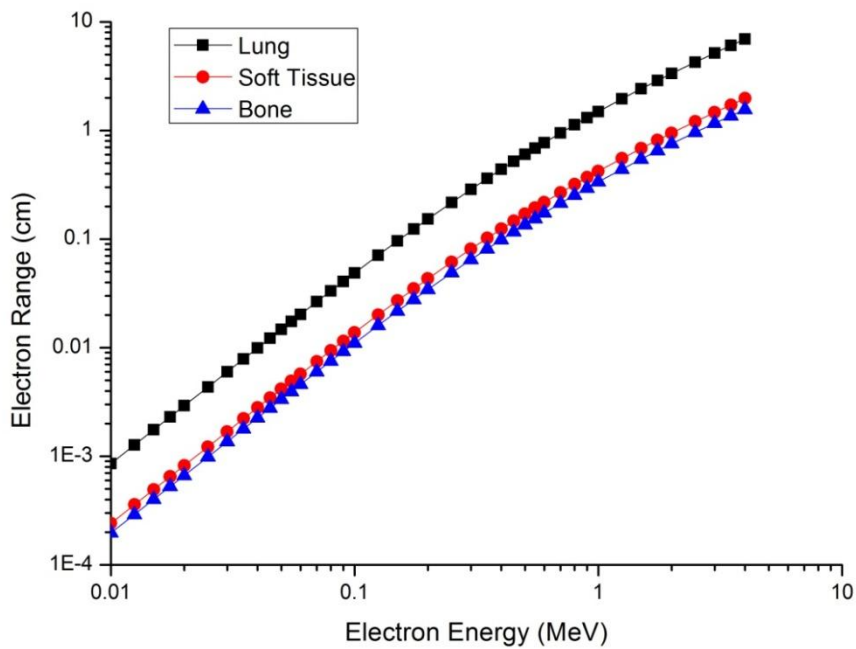


圖 2-13 肺、軟組織與骨組織在不同能量下的電子射程

為了探討三種組織密度在不同光子能量對吸收分率的影響，使用半徑皆為 2 cm 的組織球以 \*F8 與 F6 分別計算吸收分率。圖 2-14 中發現骨組織的吸收分率是三者最高的；反之肺組織是最低的。隨著光子能量增加，\*F8 與 F6 tally 的結果差異越大，又以肺組織最為明顯；骨組織差異最小。

綜合上述得知：

1. 在相同的組織器官之下，組織器官體積或質量會使得吸收分率改變；組織器官密度越大，吸收分率越大；反之，密度越小吸收分率越小。
2. \*F8 與 F6 tally 的差異性在於有無考量電子遷移計算，一般在光子能量小於 1 MeV 的情況下，有無使用電子遷移計算對吸收分率的準確性沒有影響，這個趨勢與使用 Zubal Phantom 體素假體進行有無考量電子遷移計算的結果相同。
3. 若不考慮電子遷移計算，可能會高估器官劑量，最為嚴重的為肺臟。

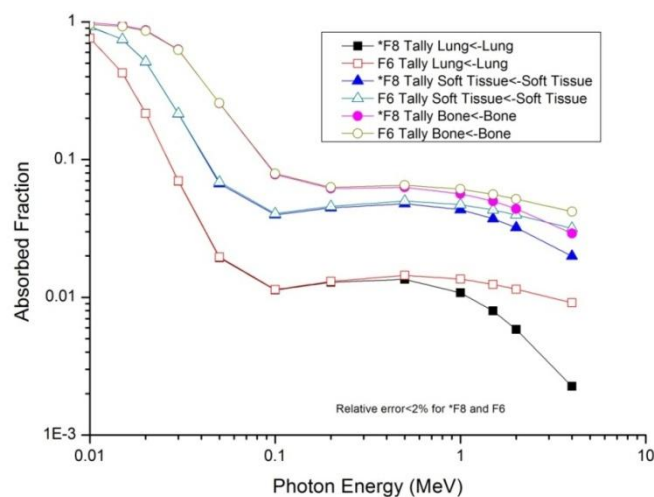


圖 2-14 半徑為 2 cm 的肺、軟組織與骨組織球在不同光子能量下的吸收分率

## 二、建立個人化體素假體

本研究採用 MCNP 蒙地卡羅程式作為劑量計算的模擬工具，而評估電腦斷層影像轉為幾何模型與組成輸入檔之法是利用具有強大影像資料處理能力的 IDL 程式語言作為方法建立之工具。此方法包括三個步驟：

1. 讀取電腦斷層影像(read CT)：將電腦斷層影像中的 CT 值讀出。
2. 體素方格之建立(voxel define)：把  $512 \times 512$  的像素影像利用 MCNP 的 repeated structure 方式將每個體素定義出來。
3. 人體組織編號(CT to MT)：將  $512 \times 512$  的像素影像依據對應的 CT 值區間轉換成人體組織編號。

## 三、建立源器官與靶器官 ROI 圈選產生射源項

建立體素假體的好處是能夠發展個人化各個器官的劑量分布計算，在研究評估初期先計算平均器官劑量，爾後再進行劑量分布計算的探討。核醫藥物經人體口服或注射，不同的化合物會於不同器官組織進行代謝，因此必須透過源器官與靶器官 ROI 圈選以評估個體間的吸收分率(absorbed fraction, AF)與 S 值。

本研究使用 analytical-based Snyder 頭型假體與 voxel-based Snyder 頭型假體進行 AF 與 S 值的計算，以 analytical-based 頭型為模型的計算結果作為參考值。計算時是使用 MCNP 中 \*F8 Tally 來計算沈積在靶器官內的輻射能量；\*F8 計算有考慮電子遷移較符合輻射粒子真實的遷移行為。本研究分別在腦、頭骨與頭皮

三種組織中模擬不同能量的單一能量光子為射源以計算 AF，上述三種組織的密度分別為 1.04、1.09 與 1.40 g/cm<sup>3</sup>；使用 Y-90 電子射源(能量為 0.935 MeV)計算 S 值。將採 voxel-based 模擬的計算結果與參考值進行比較。

本研究所使用的 voxel-based 假體是參照 Snyder 假體電腦斷層影像的解析度設定的。其體素的解析度為 0.41 × 0.41 × 2 mm<sup>3</sup>，在這個尺寸所建構而得的 voxel-based 假體質量與參考計算所用的 analytical 假體相當接近，如表 2-13。

表 2-13 Snyder 頭型假體 voxel-based 模型與 analytical 模型各組織器官質量比較

Tissue Organ	Voxel-based Mass (g)	Analytical-Based Mass (g)	V/A ratio <sup>a</sup>
Brain	1528.8	1529.1	1.00
Skull	1185.5	1185.2	1.00
Scalp	496.1	495.7	1.00

<sup>a</sup> Voxel-base/Analytical-Based

為了使蒙地卡羅計算統計誤差小於 1.5%，本研究計算時，計算光子與電子粒子數均介於 1 × 10<sup>6</sup> 至 1 × 10<sup>7</sup>。表 2-14 至表 2-16 的源器官分為腦組織、頭骨組織與頭皮組織，射源為不同的單一光子能量之 AF 計算結果。表 2-14 之源器官為腦組織，以 voxel-based 假體計算而得的 AF 與以 analytical 假體計算而得的 AF 參考值，兩者之比值稱為 AF 比值。當靶器官分別為腦組織、頭骨組織與頭皮組織時，AF 比值分別介於 0.997 至 1.016、0.992 至 1.036 與 0.982 至 1.007。當源器官為腦組織、靶器官為

頭皮組織該比值最大為 1.036。源器官為腦組織且光子射源能量小於 0.02 MeV 時由於光子能量低，大部分的粒子都在腦組織沈積能量，少部分能量則被頭骨組織吸收；在頭皮組織的吸收分率為零。表 2-15 之源器官為頭骨組織，當靶器官分別為腦組織、頭骨組織與頭皮組織時之 AF 比值，AF 比值分別介於 0.995 至 0.999、1.000 至 1.003 與 0.998 至 1.006。表 2-16 之源器官為頭皮組織，當靶器官分別為腦組織、頭骨組織與頭皮組織時之 AF 比值。AF 比值分別介於 0.996 至 1.001、1.000 至 1.005 與 0.996 至 1.006。從上述結果得知，voxel-based 假體模型的計算結果與 analytical 模型的參考值相當一致。表 2-17 為 Y-90 電子射源之 S 值的計算結果。除了源器官為頭骨組織且靶器官為腦組織時，voxel-based 假體模型的計算結果與 analytical 模型參考值差異為 3.5%，其他的計算結果與參考值差異在 2.7% 之內。

表 2-14 使用 Snyder 假體兩種模式 voxel-based 模型與 analytical 模型進行單能量光子射源之吸收分率計算的結果比較，源器官為腦組織

Photon Energy (MeV)	Brain			Skull			Scalp		
	Voxel-Based	Analytical -Based	Ratio	Voxel-Based	Analytical -Based	Ratio	Voxel-Based	Analytical -Based	Ratio
0.01	0.977	0.980	0.997	0.023	0.022	1.036	0.000	0.000	—
0.02	0.839	0.840	0.998	0.160	0.158	1.010	0.000	0.000	—
0.03	0.598	0.598	0.999	0.342	0.342	1.001	0.007	0.007	0.999
0.05	0.301	0.301	0.999	0.334	0.333	1.005	0.014	0.014	0.982
0.1	0.173	0.174	0.998	0.141	0.142	0.997	0.014	0.015	0.991
0.2	0.168	0.167	1.006	0.079	0.080	0.996	0.016	0.017	0.977
0.5	0.168	0.168	1.000	0.065	0.066	0.992	0.018	0.018	0.982
1	0.154	0.153	1.003	0.059	0.060	0.995	0.017	0.017	0.992
2	0.127	0.126	1.005	0.051	0.051	0.993	0.014	0.014	1.007
4	0.096	0.094	1.016	0.042	0.042	1.003	0.012	0.012	0.984

$$NPS=1 \times 10^6 \sim 1 \times 10^7, 1\sigma < 1.0 \%$$

表 2-15 使用 Snyder 假體兩種模式 voxel-based 模型與 analytical 模型進行單能量光子射源之吸收分率計算的結果比較，源器官為頭骨

Photon Energy (MeV)	Brain			Skull			Scalp		
	Voxel-Based	Analytical-Based	Ratio	Voxel-Based	Analytical-Based	Ratio	Voxel-Based	Analytical-Based	Ratio
0.05	0.089	0.089	0.995	0.505	0.505	1.000	0.018	0.018	0.998
0.1	0.073	0.073	0.999	0.204	0.204	1.001	0.019	0.019	1.006
0.5	0.075	0.075	0.998	0.118	0.118	1.000	0.025	0.024	1.005
1	0.070	0.070	0.996	0.108	0.107	1.003	0.023	0.023	0.999

NPS= $1 \times 10^6 \sim 1 \times 10^7$ ,  $1\sigma < 1.5\%$

表 2-16 使用 Snyder 假體兩種模式 voxel-based 模型與 analytical 模型進行單能量光子射源之吸收分率計算的結果比較，源器官為頭皮

Photon Energy (MeV)	Brain			Skull			Scalp		
	Voxel-Based	Analytical-Based	Ratio	Voxel-Based	Analytical-Based	Ratio	Voxel-Based	Analytical-Based	Ratio
0.05	0.053	0.053	0.996	0.249	0.248	1.004	0.043	0.043	0.996
0.1	0.049	0.049	1.000	0.108	0.108	1.002	0.030	0.030	1.002
0.5	0.056	0.056	1.001	0.066	0.066	1.000	0.038	0.038	1.000
1	0.053	0.053	1.001	0.063	0.062	1.005	0.034	0.034	1.006

NPS= $1 \times 10^6 \sim 1 \times 10^7$ ,  $1\sigma < 1.5\%$

表 2-17 使用 Snyder 假體兩種模式 voxel-based 模型與 analytical 模型進行射源為 Y-90 的 S 值( $\text{mGy Mbq}^{-1} \text{s}^{-1}$ ) 計算結果比較

Target Organ	Geometry Definition	Source Organ		
		Brain	Skull	Scalp
Brain	Voxel	9.59E-08	2.54E-09	0.00E+00
	Analytical	9.60E-08	2.45E-09	0.00E+00
	V/A ratio	0.999	1.035	—
Skull	Voxel	2.68E-09	1.19E-07	1.11E-08
	Analytical	2.64E-09	1.19E-07	1.08E-08
	V/A ratio	1.015	0.998	1.027
Scalp	Voxel	0.00E+00	1.05E-08	2.44E-07
	Analytical	0.00E+00	1.04E-08	2.43E-07
	V/A ratio	—	1.016	1.001

### 參、主要發現與結論

- (1) 使用 Zubal Phantom 作為計算對象時，以手動方式輸入各器官的射源項的計算結果與 Yoriyaz 的結果比較。除了少數幾個計算結果有較大的差異外，大多的結果相一致，驗證了以手動方式將射源項建構在體素假體上的正確性。
- (2) 在源器官即為靶器官的情況下，\*F8(考慮電子遷移)與 F6(不考慮電子遷移)對於能量沈積計算之差異：隨著光子能量增加，使用 F6 tally 會高估能量沈積；但 F6 tally 能節省許多計算時間。決定使用何種 tally 方式進行計算的流程圖如圖 3-1(a)，當靶器官體積非常小與靶器官為低密度肺組織時應使用 \*F8 tally。當光子能量小於 1MeV 時可使用 F6 取代 \*F8 進行計算以節省計算時間；當光子能量大於 1MeV 時應使用 \*F8 tally。
- (3) 源器官不為靶器官的情況下，\*F8 與 F6 對於能量沈積計算之差異：在 cross irradiation 時，顯示 \*F8 與 F6 的計算結果沒有顯著差異。圖 3-1(b)為決定使用何種 tally 方式進行計算的流程圖，當源器官不為靶器官時可使用 F6 進行計算。

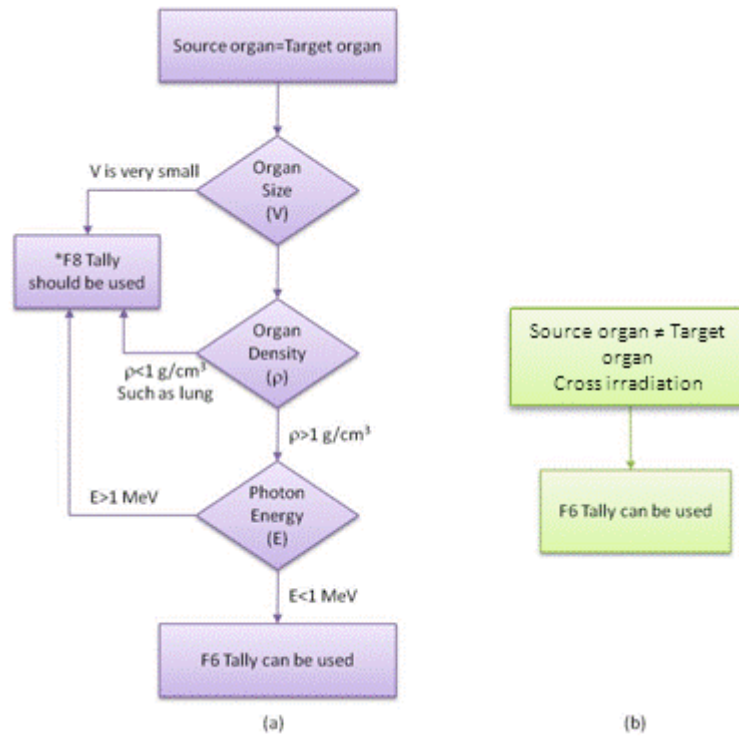


圖 3-1 (a)源器官等於靶器官時，決定何種 tally 方式的流程圖；(b)源器官不為靶器官時，決定何種 tally 方式的流程圖

(4)使用 MCNP 與 IDL 程式建構 Snyder 頭型 voxel-based 假體與 analytical 假體比較，兩假體在質量上的差異極小。在不同能量光子射源之吸收分率與 Y-90 電子射源之 S 值之計算上，voxel-based 模型與 analytical 模型的計算結果一致。顯示以 voxel-based 假體模擬 analytical Snyder 假體之可行性。由 voxel-based 假體的模擬計算能得知組織器官的劑量分布。惟以目前的體素大小，若需完整計算出每個體素的 S 值，所需的記憶體甚大。目前一般電腦斷層影像，以台北榮總為例，影像解析度為  $0.78125 \times 0.78125 \times 5 \text{ mm}^3$ ，解析度為本研究所使用的一半。本研究第二年將以實際病人為例進行劑量計算。屆時會考慮將電腦斷層影像上每  $8 \times 8$  的像素作均質化以降低記憶體的需求，並縮短計算時間。



## 肆、参考文献

1. Bardies M and Pihet P, Dosimetry and microdosimetry of targeted radiotherapy, *Current Pharmaceutical Des.* 6, 1469-502, 2000.
2. Loevinger R, Budinger T and Watson E, *MIRD Primer for Absorbed Dose Calculation* revised edition (New York: Society of Nuclear Medicine), 1991.
3. Snyder W S, Ford M R, Warner GG and Watson S B, 'S', absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs, *MIRD Pamphlet no 11* (New York: Society of Nuclear Medicine), 1975.
4. Clairand I, Bouchet L G, Ricard M, Durignon M, Di Paola M and Aubert B, Improvement of internal dose calculation using mathematical models of different adult heights, *Phys. Med. Biol.* 45, 2771-85, 2000.
5. Xu G, Stylized versus tomographic: an experience on anatomical modeling at RPI Monte Carlo Topical Meeting (Chattanooga Tennessee, 17-21 April) (LaGrange Park IL: American Nuclear Society), 2005.
6. Liu A, Williams L E, Lopatin G, Yamauchi D M, Wong Y C and Raubitschek A A, A radionuclide treatment planning and dose estimation system, *J. Nucl. Med.* 40, 1151-3, 1999.

7. ICRP Publication 23, Reference man: anatomical, physiological and metabolic characteristics Report of the Task Group Reference Man (Oxford: Pergamon), 1975.
8. Cristy M and Eckerman K F, Specific Absorbed Fractions of Energy at various Ages from Internal Photon Source ORNL/ NUREG/ TM-8381/V1 (Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratories), 1987.
9. Zubal I G, Harrel C R, Smith E O, Rattner Z, Gindi G R and Hoffer P B, Computerized three-dimensional segmented human anatomy, Med. Phys. 21, 299-302, 1994.
10. 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 16，203-10，2003.
11. Yoriyaz H and Dos Santos A, Absorption fractions in a voxel-based phantom calculated with the MCNP-4B code, Med. Phys. 21, 27, 1555-62, 2000.
12. ICRP, Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals, ICRP publication 53, 1988.
13. Stabin M G, MIRDOSE: personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine, J. Nucl. Med. 37, 538-46, 1996
14. Stabin M G, Sparks R B and Crowe E, OLINDA/EXM: The

- second-generation personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine, *J. Nucl. Med.* 46, 1023–27, 2005.
15. Habib Z, George S, Therapeutic applications of Monte Carlo calculations in nuclear medicine, IOP Published, 2003.
16. <http://www.doseinfo-radar.com/>.
17. Kolbert K S, Sgouros G, Scott A M, Bronstein J E, Malane R A, Zhang J, Kalaigian H, McNamara S, Schwartz L and Larson S M, Implementation and evaluation of patient-specific three-dimensional internal dosimetry, *J. Nucl. Med.* 38, 301-8, 1997.
18. Denise B P, (Ed.), MCNP4C user's manual, Version 2.6.0, LA-CP-07-1473, 2008.