

Annals of Nuclear Medicine and Sciences  
核子醫學雜誌

September 11, 2008

吳博士杰：

謹傳真將刊登於九月號核醫雜誌您的大作之一校稿，請您儘速完成校對，並將校對結果立即以傳真賜覆憑辦，謝謝。

核醫雜誌副總編輯

魏孝萍 敬上

-----  
(請沿虛線剪下 傳真 03-2115563 魏孝萍)

稿件排版編號：2

- 校對結果未發現新錯誤
- 校對結果發現錯誤標記如附頁(請將標記錯誤稿頁一併傳回)，請更正

是否願意自付費用印彩色圖？

- 願意自付費用印彩色圖 (3 頁 7400 元未稅)，請指示彩印圖號。
- 以灰階印刷即可

校對作者簽名：

日期：

# 微型正子放射電腦斷層造影中應用射束阻擋裝置進行散射矯正 (散射矯正法)

林信宏<sup>1</sup> 吳杰<sup>2</sup> 莊濬超<sup>1,3</sup> 陸正昌<sup>1,3</sup> 莊克士<sup>1</sup> 黃英明<sup>4</sup> 詹美齡<sup>5</sup>

<sup>1</sup>國立清華大學 生醫工程與環境科學系

<sup>2</sup>中臺科技大學 放射技術系

<sup>3</sup>中山醫學大學 醫學影像暨放射科學系

<sup>4</sup>樹人醫護管理專科學校 醫學影像暨放射技術科

<sup>5</sup>核能研究所 物理組

**背景：**微型正子放射電腦斷層造影 (microPET) 為藥物研發與基因工程研究的一大利器。針對小動物的藥物動力學研究，microPET量化的準確性是其主要的挑戰。因此，一種有效的microPET散射矯正法更顯得重要。本研究之目的在於提出一套散射矯正演算法，應用於microPET造影上，以期達到準確的定量分析。

**方法：**本研究在microPET上架設射束阻擋裝置 (beam stopper device; BS)，並將小動物掃描程序分為放置射束擋塊器與無射束擋塊器兩部份。在假設散射分佈為一緩慢變化函數的前提下，根據兩次掃描與空氣掃描的資訊，可以求得被擋塊阻擋部份的散射分率，並利用cubic spline內插法回復出整個散射分佈，以達到散射矯正之目的。本研究利用核研所的microPET進行假體實驗，以SimSET蒙地卡羅模擬結果做為標準，比較BS方法與臨床上常用的單散射光子模擬法 (single scatter simulation; SSS) 的矯正成效。

**結果：**BS方法評估的散射分率為15.24%，較接近蒙地卡羅的模擬結果。此外，BS法比SSS法更能有效預測散射分佈，並準確復原影像的對比值。

**結論：**BS方法應用即時量測以估計散射分佈，可以考慮

到照野外以及非物體本身的散射，因此更能準確評估散射量。

**關鍵詞：**微型正子放射電腦斷層造影，散射矯正，射束阻擋裝置

核子醫誌2008;21:141-150

## 前言

微型正子放射電腦斷層造影 (microPET) 為利用正子放射電腦斷層造影技術 (positron emission tomography; PET) 進行小動物造影 [1]，可協助研究者進行體內活體實驗、新藥研發、生物體內的基因表現，以及基因治療即時監測等研究 [2-6]，大幅加速研究的時效性。微型正子放射電腦斷層造影最大的優勢在於可對藥物之分佈進行量化分析，以評估基因表現與功能上的差異。因此，為了確保量化的準確性，對於散射光子所造成量化誤差的校正便是重要課題之一 [7]。

目前微型正子電腦斷層掃描儀內建的散射矯正法為Watson所提的單一散射光子模擬法 (single scatter simulation; SSS) [8,9]。此方法假設正子與電子互毀所產生的成對光子在物體中只經過一次康普吞散射即被偵檢器所接收，因此利用已知的活度影像與衰減影像作為放射性藥物活度分佈與組織衰減係數的資料，並藉由數值模擬散射點的方式進行積分，可求出整個散射分佈，最後再利

用散射末端擬合 (scatter tail fitting) 比例調整至實際散射值。儘管輸入之活度影像本身即具有散射污染，仍可利用疊代的方式達成收斂。SSS法為目前公認最有效的散射矯正法之一，其優點在於不需額外的資訊即可準確預測出單一康普吞散射光子的分佈。然而SSS法無法計算來自物體的多次散射 (multiple scatter) 與照野外 (outside the field of view; OFOV) 散射，並且需要較高的電腦運算能力。

為了克服上述缺點，本研究將射束阻擋裝置法 (beam stopper device method; BS) [10,11] 應用於微型正子放射電腦斷層造影上，以進行散射矯正。BS法的好處在於利用擋塊計算出實際的散射分佈，並可同時考慮來自 OFOV與多次散射的影響。此方法計算簡單，不須依賴龐大的電腦運算，可應用於microPET 三維影像重建與散射矯正。

### 實驗方法

#### 物體掃描

射束阻擋裝置是將數個高原子序物質的圓柱型阻擋器置於待測物體周圍，形成一個半環型裝置。假設進行物體掃描時，阻擋器會以一定的比例衰減主要光子，而散射光子則不受射束阻擋裝置的影響。為了滿足前述假設，射束擋塊的尺寸不能太大，且須儘可能靠近待測物體，使其不影響散射光子。在掃描程序上，利用有/無放置射束阻擋裝置分別取得正旋圖 (sinogram)。在阻擋器所遮蔽的同符線對 (line of response; LOR) 上，兩次掃描

可以用下列公式表示：

$$C_R(t_i, \theta) = P(t_i, \theta) + S(t_i, \theta) \dots\dots\dots (1)$$

$$C_B(t_i, \theta) = T(t_i, \theta) \times P(t_i, \theta) + S(t_i, \theta) \dots\dots\dots (2)$$

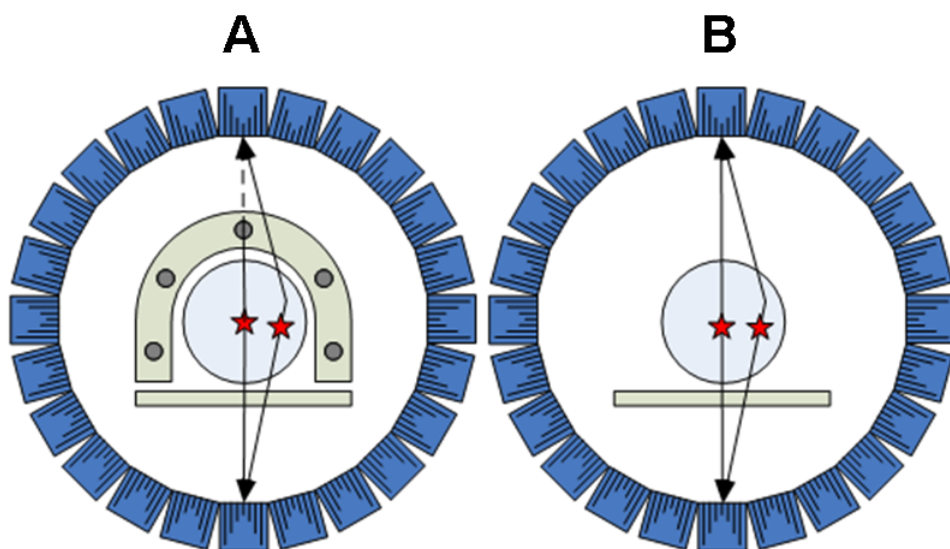
其中 $C_B$ 為在放置射束阻擋器所遮蔽的LOR上，角度為 $\theta$ 且被第 $i$ 對偵檢器對所接收的計數值 (Figure 1A)； $C_R$ 為未放置射束阻擋裝置，但在相同的LOR上所接收的計數值 (Figure 1B)。S和P分別代表原始訊號中的散射部份與主要射束部份、T為LOR上射束阻擋裝置的光子穿透分率。由於阻擋裝置本身的材質與幾何固定，因此，T值可以事先求得。

#### 空氣掃描 (Air Scan)

穿透率T可利用空白掃描 (blank scan) 求得，將銻-68 ( $^{68}\text{Ge}$ ) 射源放置於偵檢器四周，分別取得有/無射束阻擋裝置下的兩組掃描數據，兩組數據之商即為LOR ( $t_i, \theta$ ) 的散射分率，公式如下：

$$T(t_i, \theta) = C_{B0}(t_i, \theta) / C_{R0}(t_i, \theta) \dots\dots\dots (3)$$

其中 $C_{B0}$ 為有放置阻擋裝置的空氣掃描， $C_{R0}$ 則為無放置阻擋裝置的空氣掃描。T為阻擋器的穿透分率，當 $E(T) = 1$ 時，LOR並無被擋塊所阻擋；相對地，當 $E(T) < 1$ 時，則代表LOR的路徑被擋塊阻擋。



**Figure 1.** Scan of microPET (A) with beam stopper device and (B) without beam stopper device.

**散射事件的計算**

經由空氣掃描事先求得  $T$  值後，將式 (3) 代入式 (2)，原本兩次掃描所收取的訊號，整理後便可解出散射事件  $S$  如下：

$$S(t_i, \theta) = \frac{Med[C_B(t_i, \theta)] - Med[C_R(t_i, \theta)] \times T(t_i, \theta)}{1 - T(t_i, \theta)} \dots\dots\dots (4)$$

其中  $Med(\cdot)$  為  $3 \times 3$  的中位數濾器 (median filter)，用以去除原始資料中的雜訊。如此可藉由擋塊在 LOR 路徑上對主要射束的阻擋求出該 LOR 中散射的貢獻量。然而，射束擋塊本身可能同時阻擋數個 LOR 路徑；為了進一步降低雜訊的影響，將正旋圖上鄰近多點的散射值求取平均值後，尋找每個射束擋塊中穿透率最小的點，即為該射束擋塊中心的散射量。由於散射屬於投影事件中低頻的部份，在空間中的分佈為一變化緩慢的函數，因此可將這些 BS 所計算出的散射取樣點，利用 cubic-spline 內插法，回復出整張正弦圖中散射事件的分佈。最後，使用一個  $7 \times 7$  的二維高斯濾器 (Gaussian filter) 去除統計誤差。

**主要事件的計算**

求得散射分佈後，可將式 (4) 代回式 (1) 與式 (2)，分別計算出兩次物體掃描之中主要事件的貢獻。如下：

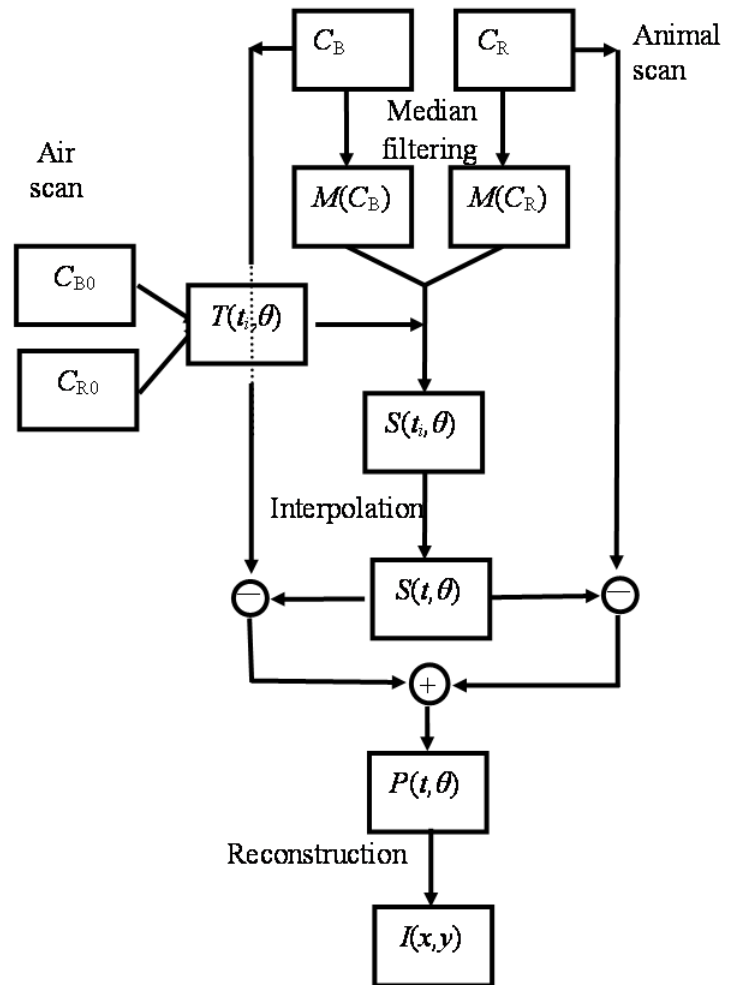
$$P_R(t, \theta) = C_R(t, \theta) - S(t, \theta) \dots\dots\dots (5)$$

$$P_B(t, \theta) = \frac{C_B(t, \theta) - S(t, \theta)}{T(t, \theta)} \dots\dots\dots (6)$$

$P_R$ 、 $P_B$  均為可用的主要事件資訊。為了增加效率，將這兩組投影資料相加後經過影像重建即可得到沒有散射的影像。

**演算法流程**

BS 演算法之流程如 Figure 2 所示。整個程序必須掃描兩次以計算散射量。為了符合臨床掃描程序，我們將  $C_R$  與  $C_B$  的掃描時間減半，雖然會增加雜訊，但兩組數據皆可計算出主要事件。相加此兩組正旋圖資料等同於臨



**Figure 2.** Flow chart of the BS scatter correction scheme. Air scans (with and without beam stoppers) were performed beforehand to obtain the transmission fraction (T) information of the beam stopper. These transmission fraction data were then used to separate the primary from the scatter events during the object scans.

床掃描的資料量，並不會增加影像的雜訊。

**實驗儀器與設備**

為了驗證 BS 演算法的準確性，本研究設計一個圓柱形假體以進行 microPET 掃描，利用 microPET 內建的 SSS 法和 BS 法分別計算散射分佈，並以蒙地卡羅模擬 (Monte Carlo simulation) 作為真實散射事件的判斷標準，比較散射矯正的準確性。

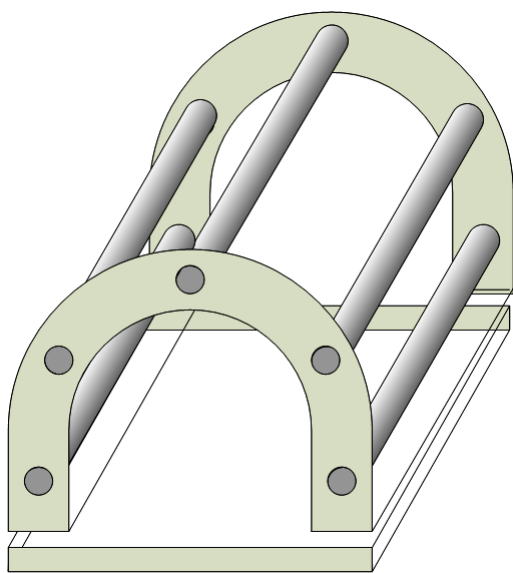
### 系統描述

本研究使用核能研究所的microPET R4系統，偵檢環半徑為7.4cm，軸向FOV為7.8cm，橫向FOV為9.4cm，偵檢環數為32個。每一塊狀偵檢器具有 $8 \times 8$ 個尺寸為 $2.1 \times 2.1 \times 10 \text{ mm}^3$ 之LSO晶體，兩側置有軸向鉛擋板 (septa)，厚度為2.5 cm，用以降低來自軸向FOV外的散射貢獻。此microPET能量解析度在511 keV時為23%，掃描時能窗設定在350 keV至650 keV之間，時間窗設定為6 ns。

本研究使用華盛頓大學所開發的SimSET程式進行蒙地卡羅模擬microPET造影 [12]，根據前述系統幾何設定模擬參數上，同時模擬正子射程與非共線性效應。礙於SimSET程式無法考慮無感時間效應 (dead time effect) 與塊狀偵檢器 (block detector) 造成的間隔效應 (gap effect；會高估靈敏度)，因此本研究根據物體外散射末端之擬合，使用比例因子調整至實際量測值 [13]。

### 射束阻擋裝置設計

射束擋塊設計為細長圓柱狀，材質選用衰減係數較大的鉛合金Ostalloy-158，其成分為49.5%鉍、27.3%鉛、13.1%錫及10.1%銅，密度為 $9.67 \text{ g/cm}^3$ 。Ostalloy-158熔點低，約 $70^\circ\text{C}$ 便熔化為液體，冷卻後又變回固體，因此可灌製成各種形狀。本研究灌製擋塊 (Figure 3) 為直徑6

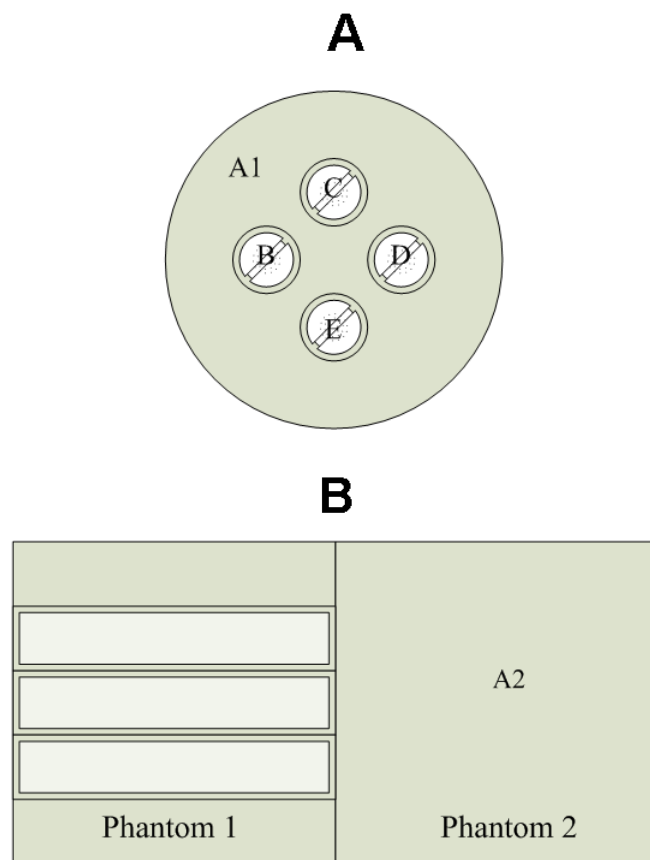


**Figure 3.** Beam stopper device consisting of 5 lead rods was designed as a birdcage with a radius of 4 cm.

mm，長20 cm之圓柱，兩側使用衰減係數較小的壓克力板支撐。五根Ostalloy-158擋塊環繞成一個半徑為4 cm之半環形射束阻擋裝置。

### 假體設計

實驗假體為兩組壓克力材質的中空圓柱，尺寸為直徑5 cm、高5 cm，分別注入不同活度的氟-18水溶液，其總注射活度為1.5 mCi。其中一個圓柱假體內植入四個尺寸為直徑1 cm  $\times$  高5 cm之小型中空圓管，可灌入液體並使用橡皮螺絲帽封口 (如Figure 4A)，四個小型中空圓管注入活度之比例分別為1 : 0 : 0.5 : 2 : 0.5 : 1 (A1 : B : C : D : E : A2)。將兩個假體合併成一組 (Figure 4B)，如此設計不僅可評估散射矯正法在冷區 (cold spot) 與熱區 (hot spot) 的矯正效果，亦可同時考慮來自OFOV的散射影響。



**Figure 4.** The phantoms consisted of two 5-cm-diameter cylinders with axial length of 5 cm. (A) Four small cylinders with a diameter of 1 cm were inserted into the A1 region of phantom 1. (B) The phantom 2 was placed aside the phantom 1.

## 實驗設計與分析

### 實驗流程

放置假體於microPET掃描床上以模擬臨床量測，物體掃描總時間為30分鐘，先進行有射束阻擋裝置掃描 (CB) 15分鐘後，再進行無射束阻擋裝置掃描 (CR) 15分鐘。空氣掃描則利用銻-68柱狀射源在有/無射束阻擋裝置下進行掃描。為了準確建構LOR的穿透分率，CB0與CR0掃描時間各為10小時以減低統計誤差。

### 資料處理與重建參數設定

由microPET取得的投影資料皆經過延遲時間的隨機矯正與無感時間矯正，再利用空白掃描進行均一化矯正 (normalized correction) 後，分別進行SSS法與BS法的散射矯正，最後再進行衰減矯正。本研究使用序列子集疊代重建法 (ordered-subsets expectation maximization method; OSEM) 進行影像重建，子集數設定為16，疊代次數設定為8。重建後各張影像分別經過 $5 \times 5$ 的高斯濾波器進行平滑化，以降低影像的雜訊。

### 影像品質評估

為了量化散射修正後的重建影像品質，本研究設定兩項影像評估指標。首先利用變異係數 (coefficient of variation; CV) 評估在重建影像背景區域 (region A1) 的雜訊，其定義為選定區域 (region of interest; ROI) 中的標準差除以其平均值，背景區域的選取則圈選四個半徑為4個像素的圓形ROI。另一指標為對比度 (contrast; CS)，用以評估熱區與冷區的修正效果，其定義如下：

$$CS = \frac{|\delta|}{a} \dots\dots\dots (7)$$

其中  $\delta$  為ROI區域中像素的平均值， $a$  為背景區域的像素平均值。當CS值越接近假體中注射的活度比時，代表散射矯正的準確度越好。ROI的選取則分別在B、C、D、E四個不同的活度區域中圈選半徑為4個像素的圓形區域。

## 結果

### 主射束穿透率

利用空氣掃描求得的  $T$  值作直方圖分析如Figure 5，

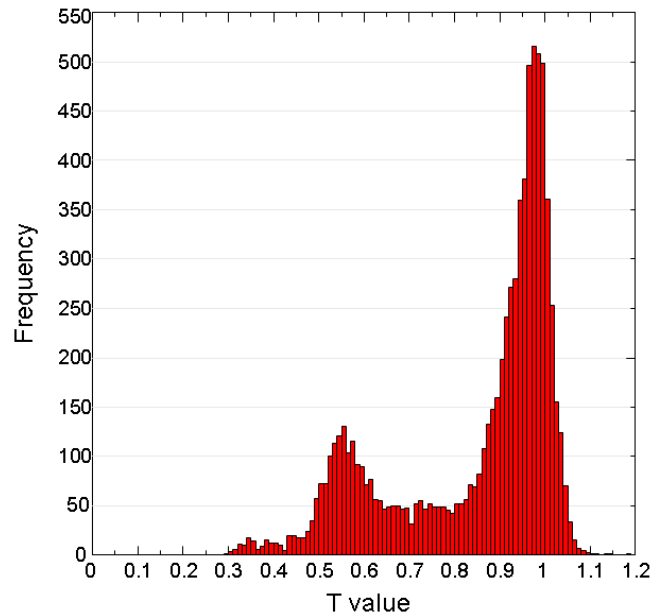


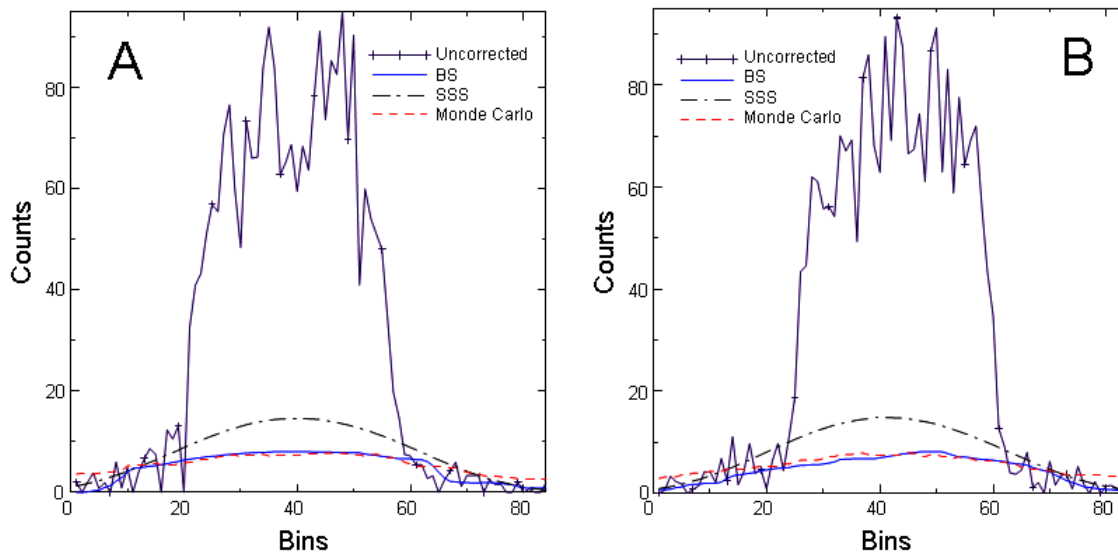
Figure 5. The histogram of T values.

大致可分為兩個叢集，一群集中在  $T \cong 1$  處，另外一群集中在  $T \cong 0.55$  處。本研究建立  $T$  值對照表 (look-up table) 時，為了避免統計誤差，設定0.3 ~ 0.7的範圍為阻擋裝置擋到LOR的部份，0.7以上視為沒有被阻擋裝置阻擋的部份。

### 影像品質評估

Figure 6顯示  $z = 2.5$  cm切面正弦圖中 $0^\circ$ 與 $90^\circ$ 的水平剖面 (profile)。在散射形狀的變化上，SSS法與BS法大致吻合蒙地卡羅預測的散射分佈。但在散射量的預測上，BS法較為吻合蒙地卡羅法，SSS法則明顯高估，主要原因為：(1) SSS法只從重建影像計算單光子散射量，並未考慮多次散射與照野外的散射貢獻，使其計算的散射分佈較實際散射分佈相對狹窄，進行末端擬合時，容易造成中央高估；(2) 線性擬合的好壞往往受物體外散射量的影響，可能因為統計性變異而產生誤差。

Figure 7為假體第30張切面的重建影像。其中Figure 7A為理想假體活度的影像，Figure 7B則為未經修正的影像，可明顯看出受到散射污染而產生的霧化現象，進而造成影像對比的下降。Figure 7C為利用BS法修正的結果，Figure 7D則為SSS法修正的影像。BS與SSS法在影像上皆達到矯正的效果，然而SSS法在C、D區域因高估



**Figure 6.** Profiles of the  $z = 2.5$  cm sinogram at (A)  $0^\circ$  and (B)  $90^\circ$ .

**Table 1.** Indexes of CS and CV at different regions

Regions	CS		CV		
	B	C	D	E	A1
Phantom	0	0.5	2	0.5	0
Uncorrected	$0.24 \pm 0.03$	$0.53 \pm 0.02$	$1.48 \pm 0.07$	$0.48 \pm 0.02$	0.077
BS	$0.23 \pm 0.03$	$0.50 \pm 0.03$	$1.49 \pm 0.07$	$0.45 \pm 0.03$	0.095
SSS	$0.16 \pm 0.03$	$0.43 \pm 0.03$	$1.53 \pm 0.08$	$0.39 \pm 0.03$	0.086

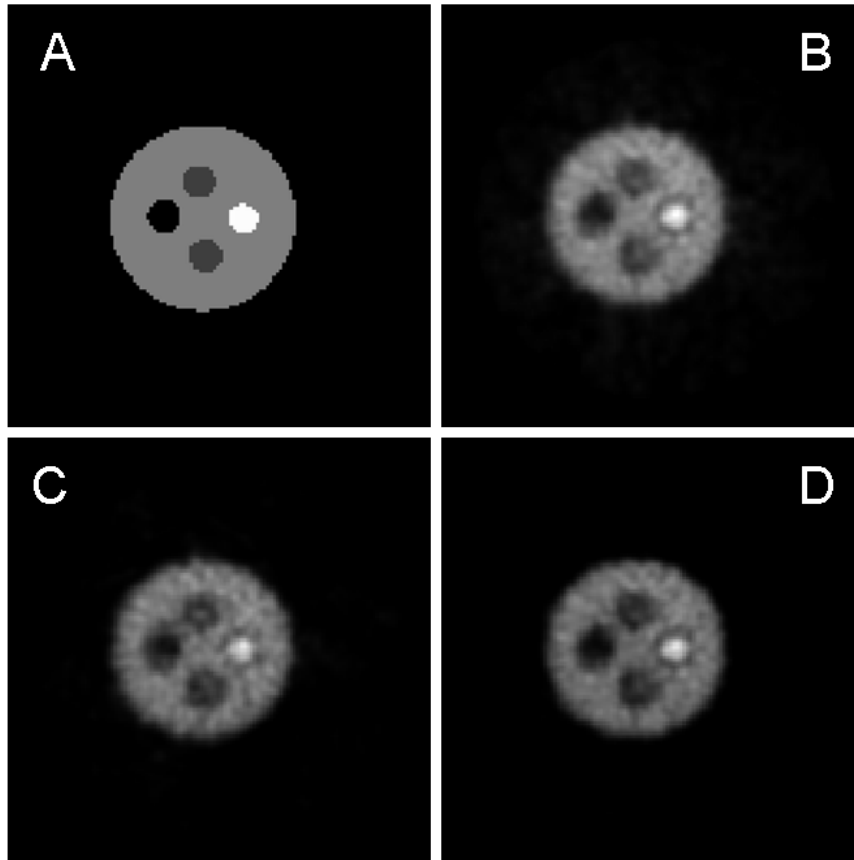
散射量造成影像過度修正。根據Figure 7影像分別在水平方向與垂直方向所繪製的剖面圖 (Figure 8) 我們可以發現除了無活度區外 (region B), BS法都可得到最佳的矯正效果。

進一步利用重建後的影像進行分析, 結果如Table 1所示, 顯示未經散射修正、BS法與SSS法在不同活度區域下的對比度。在高活度區域 (region D), SSS法平均對比度略優於BS法, 但從Figure 8A可發現在D區域兩者活度相當, 主要差異在於SSS法過度矯正背景值, 使其對比值相對優於BS法, 但兩者的對比度仍在標準差範圍內, 表現上可視為相當。在低活度區域 (region C, E) 方面, 未經散射修正影像在E區域的對比度卻優於經過BS與SSS法的修正結果, 其原因可能來自實驗上注射活度與理想對比度的高估 (region A1與region E的理想比例為1:0.5), 也可能來自假體本身散射的分佈均勻, 經過散射

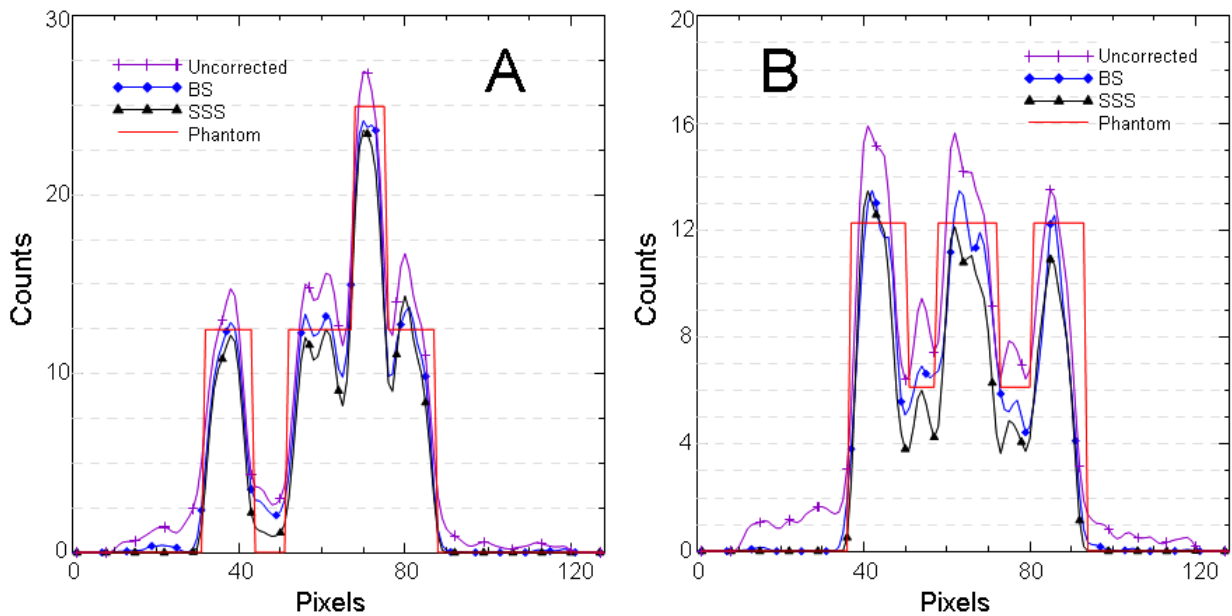
修正後, 其對比值無法顯著提升。比較此兩種方法, BS法更能有效回復其對比值至理想值, 而SSS法之對比度則因本身散射的高估, 造成影像中該區域的過度矯正。亦因如此, 在無活度區域 (region B) SSS法的對比值優於BS法。在變異係數的表現上, BS法的CV值略大於SSS法, 主要原因可能來自阻擋器本身對於主要事件的衰減, 進而造成統計誤差的上升, 其比例應屬於合理的範圍內。

### 討論

以蒙地卡羅模擬分析假體的散射分率佔19.67%, 對於小動物造影與分子影像而言, 實有散射修正的必要。根據Yang等人的研究 [6] 顯示microPET的散射比例中, 大部份來自造影物體之外, 對於一般臨床上應用模式基底法, 例如單光子散射法, 將受到強烈的挑戰。本研究



**Figure 7.** Reconstructed images of the phantoms: (A) ideal image; (B) uncorrected image; (C) image corrected by the BS method; and (D) image corrected by the SSS method.



**Figure 8.** Profiles through the phantom image of Figure 7. (A) The horizontal profile at  $y = 64$  and (B) the vertical profile at  $x = 64$ .



提出的BS法利用實際量測的方式還原整個散射分佈，可同時考慮多次散射與非造影物體本身的散射，更具有彈性與包容性。

在假體實驗中，利用BS法計算的平均散射分率為15.24%，而SSS法的平均散射分率則為28.21%，顯然SSS法高估散射量，而BS法則會略為低估散射量約4%，主要原因為阻擋器本身造成的散射衰減所致，因此，擋塊的材質、大小與數目的設計是重要課題。擋塊數目越多，散射分佈預測的準確性越好，然而對於散射事件的衰減亦越多，進而造成定量上的誤差，因此必須在其中取得平衡。我們之前的研究曾嘗試最佳化阻擋器裝置的數目與大小 [10,11]，對於人體腹部造影而言，阻擋器的最佳數目為12個，而半徑大小為6 mm。然而，小動物的體積較小，其散射分佈的變化亦較為緩和，因此本研究只使用5根阻擋器即可準確的預測出其散射分佈。在阻擋裝置的大小上，本研究採用相同的半徑，此尺寸的阻擋器平均穿透率接近0.5，可達到最佳的效果。

為了評估射束阻擋裝置對散射事件可能造成的衰減，本研究分析蒙地卡羅模擬結果，在有/無射束阻擋裝置的條件下，散射事件衰減約2.8%，證明BS法會低估散射分率；惟此額外衰減並不影響BS法的假設，亦不影響散射分佈的情況。

為了進一步改善阻擋器本身對於散射衰減的影響，未來將採用更高密度、高衰減係數的材質，在達到相同穿透力的同時，可有效縮小尺寸。譬如可使用鎢的材質來製作阻擋器，以質量衰減係數與密度的乘積計算，鎢阻擋器的半徑可縮小至4 mm，相信更可有效減輕雜訊，並且準確預測出散射分佈。

## 結論

本研究提出了射束阻擋裝置 (BS) 法應用於microPET上，根據假體實驗與蒙地卡羅驗證的結果，BS法準確且有效率的預測了散射分佈與散射分率。此方法不需龐大的計算量，只需結合鉛阻擋裝置，在軟硬體相互配合之下，即可有效且準確地預測自物體外與多次散射的分佈，未來可應用於臨床小動物的microPET造影。

## 誌謝

感謝核能研究所提供microPET設備與陳國威先生協助進行取樣。本研究經費承國科會計畫 (NSC-95-2614-B-

166-001-) 與中臺科技大學研究儀器購置計畫 (96-INS-01) 贊助。

## 參考文獻

1. Cherry SR, Shao Y, Silverman RW, et al. MicroPET: a high resolution PET scanner for imaging small animals. *IEEE Trans Nucl Sci* 1997; 44:1161-1166.
2. Chatziioannou AF. Molecular imaging of small animals with dedicated PET tomographs. *Eur J Nucl Med* 2002;29:98-114.
3. Myers R. The biological application of small animal PET imaging. *Nucl Med Biol* 2001;28:585-593.
4. MacLaren DC, Tatsushi T, Cherry SR, et al. PET Imaging of transgene expression. *Biol Psychiatry* 2000; 48:337-348.
5. Gambhir SS, Herschman HR, Cherry SR, et al. Imaging transgene expression with radionuclide imaging technologies. *Neoplasia* 2000;2:118-138.
6. Yang Y, Cherry SR. Observations regarding scatter fraction and NEC measurements for small animal PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 2006;53:127-132.
7. Cherry SR. In vivo molecular and genomic imaging: new challenges for imaging physics. *Phys Med Biol* 2004; 49:R13-R48.
8. Watson CC, Newport D, Casey ME. A single scatter simulation technique for scatter correction in 3D PET. In: Grangeat P, Amans JL, eds. *Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine*. Dordrecht: Kluwer Academic; 1996:255-268.
9. Watson CC, Newport D, Casey ME, deKemp RA, Beanlands RS, Schniand M. Evaluation of simulation-based scatter correction for 3-D PET cardiac imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1997;44:90-97.
10. Chuang KS, Wu J, Jan ML, Chen S, Hsu CH. Novel scatter correction for three-dimensional positron emission tomography by use of a beam stopper device. *Nucl Instr and Meth A* 2005;551:540-552.
11. Wu J, Chuang KS, Hsu CH, Jan ML, Hwang IM, Chen TJ. Scatter correction for 3D PET using beam stoppers combined with dual-energy window acquisition: A feasibility study. *Phys Med Biol* 2005;50:4593-4607.
12. Harrison RL, Vannoy SD, Haynor DR, Gillispie SB,

- Kaplan MS, Lewellen TK. Preliminary experience with the photon history generator module of a public-domain simulation system for emission tomography Conf. Rec. 1993 IEEE Nuclear Science Symp 1993;1154-1158.
13. Badawi RD, Kohlmyer SG, Harrison RL, Vannoy SD, Lewellen TK. The effect of camera geometry on singles flux, scatter fraction and trues and randoms sensitivity for cylindrical 3D PET - a simulation study. IEEE Trans Nucl Sci 2000;47:1228-1232.

左上頁

右上頁

17

# Scatter Correction in MicroPET Using Beam Stopper Method (Scatter Correction Method)

Hsin-Hon Lin<sup>1</sup>, Jay Wu<sup>2</sup>, Chun-Chao Chuang<sup>1,3</sup>, Cheng-Chang Lu<sup>1,3</sup>, Keh-Shih Chuang<sup>1</sup>,  
Ing-Ming Hwang<sup>4</sup>, Meei-Ling Jan<sup>5</sup>

<sup>1</sup>*Department of Biomedical Engineering and Environmental Sciences, Tsing Hua University, Hsinchu, Taiwan, ROC*

<sup>2</sup>*Department of Radiological Technology, Central Taiwan University of Science and Technology, Taichung, Taiwan, ROC*

<sup>3</sup>*Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, Chung Shan Medical University, Taichung, Taiwan, ROC*

<sup>4</sup>*Department of Medical Imaging Technology, Shu Zen College of Medicine and Management, Kaohsiung, Taiwan, ROC*

<sup>5</sup>*Institute of Nuclear Energy research, Atomic Energy Council, Longtan, Taoyuan, Taiwan, ROC*

**Background:** The microPET system provides investigators a helpful tool for the drug development and the imaging of gene expression. Especially for pharmacokinetic studies on the small animal, the most challenging issue is the accurate quantification of images. Therefore, an effective and reliable scatter correction method is necessary to improve quantitative performance. We proposed a scatter correction method for the microPET system with the aim of estimating the scatter distribution exactly.

**Methods:** We extend the use of the beam stopper device and divide the animal scan into two sub-scans with and without the beam stoppers. By assuming that the scattered radiation tends to be a spatially slow-varying function, the scatter components at LOR blocked by each stopper can be estimated and the whole scattered sinogram can be recovered using interpolation from these local measurements. The phantom study on the microPET was investigated and we also simulated the Monte Carlo result as a golden standard to compare with the performance of Beam Stopper (BS) method and Single Scatter Simulation (SSS) method used in clinic currently.

**Results:** The scatter fraction evaluated by BS method was 15.24 % and was close to the Monte Carlo result. Besides, the proposed method outperformed the SSS method in term of the estimated scatter distributions and the recovery of contrast.

**Conclusion:** The proposed method considers scatter from outside of field of view and multiple scatter. Thus, it could improve the quantitative performance with microPET applications.

**Key words:** microPET, beam stopper, scatter correction

Ann Nucl Med Sci 2008;21:141-150

---

Received 2/20/2008; revised 3/18/2008; accepted 4/17/2008.

For correspondence and reprints contact: Jay Wu, Ph.D., Department of Radiological Technology, Central Taiwan University of Science and Technology, 11 Buzih Lane, Beitun District, Taichung 40601, Taiwan. Tel: (886)4-22391647 ext.7104, E-mail: jwu@ctust.edu.tw