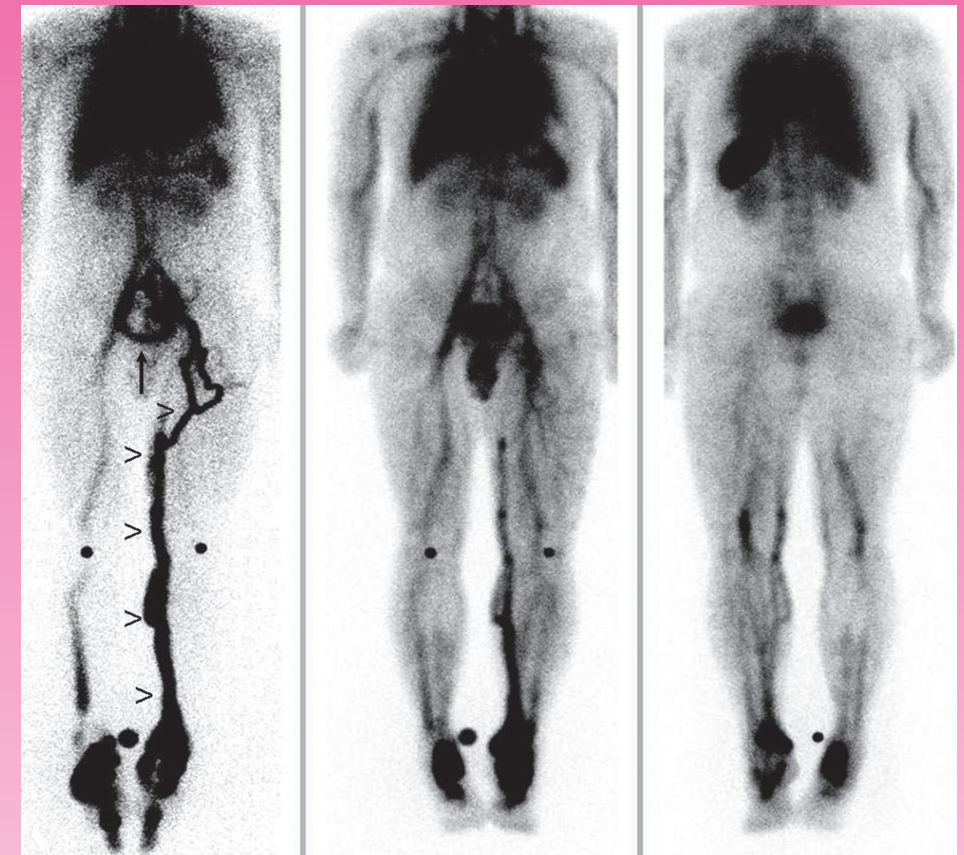


核醫技術學雜誌

Journal of Nuclear Medicine Technology



Dual-phase Tc-99m RBC venography. (Left) anterior view of blood-flow image showed nonvisualization of deep veins of left lower limb with collateral circulation through superficial veins (arrow heads) and trans-pelvic veins (arrow). (Middle) anterior view and (Right) posterior view of blood-pool images revealed clear visualization of deep veins of left lower limb although superficial veins were noted.

Volume 10 Number 1

December 2013

第十卷 第一期 中華民國一〇二年十二月

Published by NM Technology Committee, the Society of Nuclear Medicine, R.O.C

中華民國核醫學學會
醫技委員會 發行

核醫技術學雜誌

Journal of Nuclear Medicine Technology

發行人 (Publisher)

黃文盛 (Wen-Sheng Huang)
彰化基督教醫院

創刊人 (Original Publisher)

黃延城 (Yan-Cheng Huang)
台北榮民總醫院

總編輯 (Editor-in-Chief)

杜高瑩 (Kao-Ying Tu)
台北馬偕紀念醫院

副總編輯 (Associate Editors-in-Chief)

楊邦宏 (Bang-Hung Yang)
台北榮民總醫院
吳志毅 (Chih-Yi Wu)
林口長庚醫院

編輯顧問 (Advisory Editorial Board) (依姓名筆畫序)

丁 幹 (Gann Ting)
原子能委員會
王世楨 (Shyh-Jen Wang)
台北榮民總醫院
朱力行 (Lee-Shing Chu)
台北榮民總醫院
朱任公 (Jen-Kung Chu)
台北榮民總醫院
沈葉有 (Yeh-You Shen)
新光醫院
邱南津 (Nan-Tsin Chiu)
高雄榮民總醫院
林萬鈺 (Wan-Yu Lin)
台中榮民總醫院
吳良治 (Liang-Chih Wu)
台北榮民總醫院
施並富 (Bin-Fu Shih)
台北馬偕醫院
姚維仁 (Wei-Jen Yao)
台南成大醫院
高嘉鴻 (Chia-Hung Kao)
中國醫藥醫院附屬醫院
高潘福 (Pan-Fu Hao)
中山醫學大學附設醫院
許重輝 (Chung-Huei Hsu)
台北醫學大學附設醫院
陳毓雯 (Yu-Wen Chen)
高雄醫學院附設醫院

陳志成 (Jyh-Cheng Chen)

陽明大學
張文成 (Wen-Cheng Chang)
新店慈濟醫院

游冬齡 (Dong-Ling You)

花蓮門諾醫院
曾凱元 (Kai-Yuan Tzen)
台大醫院

彭南靖 (Nan-Jing Peng)

高雄榮民總醫院
楊光道 (Kuang-Tao Andrew Yang)
彰化基督教醫院

劉仁賢 (Ren-Shyan Liu)

台北榮民總醫院
蔡名峰 (Ming-Fon Tsai)
嘉義長庚醫院

蔡道桂 (Dao-Qei Tsai)

高雄榮民總醫院
閻紫宸 (Tzu-Chen Yen)
林口長庚醫院

魏孝萍 (Shiaw-Pyng Wey)

長庚大學
黃詠暉 (Yung-Hui Huang)
義守大學

編輯委員 (Editorial Board)

北區

廖炎智 (Yen-Chih Liao)
三軍總醫院
王安美 (An-Mei Wang)
台北馬偕醫院
陳建仲 (Chien-Chon Chen)
台大醫院
曾大維 (Ta-Wei Tseng)
三軍總醫院
蔡佳玲 (Chia-Lin Tsai)
長庚醫院
王素貞 (Su-Chen Wang)
新光醫院
柴發順 (Fa-Shuen Chai)
新光醫院
梁瑋玲 (Wei-Ling Liang)
和信醫院
黃美馨 (Mei-Hsing Huang)
國泰醫院
吳璧珊 (Pi-Shan Wu)
市立聯合醫院
鄧仁淡 (Jen-Tan Teng)
振興醫院

陳雅嵐 (Ya-Huang Chen)

亞東醫院
黃雅婕 (Ya-Chieh Huang)
萬芳醫院

中區

周國堂 (Kuo-Tang Chou)
台中榮民總醫院
顏國揚 (Kuo-Yang Yen)
中國醫學大學附設醫院
林奉儒 (Feng-Ju Lin)
彰化基督教醫院
張白容 (Pai-Jung Chang)
中山醫學大學附設醫院
姜繼宗 (Chi-Tsung Chiang)
中港澄清醫院
黃政凱 (Cheng-Kai Huang)
彰化秀傳醫院
程曉柔 (Hsiao-Jon Cheng)
沙鹿童綜合醫院
陳逸珊 (Yi-Shan Chen)
台中慈濟醫院
詹庭茵 (Ting-Yin Tsan)
國軍台中總醫院
陳惠萍 (Hui-Ping Chen)
林新醫院

南區

鍾相彬 (Shiang-Bin Jong)
高雄醫學院
張貴蘭 (Kuei-Lan Chang)
高雄醫學院附設醫院
李世昌 (Shih-Chang Li)
成大醫院
顏宏祺 (Hung-Chi Yen)
高雄長庚醫院
王文祥 (Wen-Hsiang Wang)
義大醫院
林雯君 (Wen-Chun Lin)
高雄榮民總醫院
鄭時維 (Shih-Wei Cheng)
屏東基督教醫院
莊欣慧 (Hsin-Hui Chuang)
國軍左營醫院
董啓忠 (Chi-Chung Tung)
東港安泰醫院
陳建良 (Chien-Liang Chen)
阮綜合醫院

核醫技術學雜誌

第 10 卷第 1 期

中華民國核醫學學會醫技委員會學誌

中華民國 102 年 12 月發行

原 著

- 利用不同尺寸 PE 板搭配金箔方法評估醫用迴旋加速器運轉
所產生之中子輻射特性..... 1
郭明杰 許芳裕 邱筱文 趙君行 殷國維
- 修正注射滲漏情況下 ^{18}F -PET 的標準攝取值：假體實驗 11
王寶英 黃詠暉 陳泰賓 杜維昌 劉佳宜 王文祥 陳輝墉
- 設計最適化多能窗方法進行單光子電腦斷層掃描散射校正..... 19
王小卿 陳輝墉 王文祥 陳泰賓 黃詠暉
- 消毒劑應用於醫用迴旋加速器中心之效能及驗證..... 27
黃羿嘉 林秀鈴 廖曉薇 陳輝墉 許耘萱

病例報告

- 雙相式鎂 -99m 標幟紅血球靜脈攝影診斷下肢深部靜脈血栓症 33
施並富 曹勤和 林谷鴻
- 使用低碳水化合物 (允許脂肪) 之飲食以抑制氟 -18 去氧葡萄糖於心肌攝取
(同一位病患兩次正子電腦斷層心肌對於氟 -18 去氧葡萄糖攝取量之比較)
——病例報告 39
黃政凱 邱建勳 邱冠菁 詹繕合 鄭凱元

技術要言

- 門控血池斷層掃描於評估心臟功能之技術要言
詹繕合 洪光威 邱建勳 鄭凱元 邱冠菁 黃政凱 45

Journal of Nuclear Medicine Technology

The Official Publication of NM Technology Committee, the Society
of Nuclear Medicine, R.O.C.

Volume 10, Number 1

ISSN 1818-2712
December 2013

Original Articles

- Characteristic Evaluation of Neutrons Induced by the Medical Cyclotron During Operation using the Different Sizes of PE Plates and Gold Foils Method 1**
Ming-Jay Kuo, Fan-Yu Hsu, Hsiao-Wen Chiu, Jiunn-Hsing Chao, Kuo-Wei Yin
- Corrected SUV of Injection Leakage: The Phantom Study 11**
Pao-Ying Wang, Yung-Hui Huang, Tai-Been Chen, Wei-Chang Du, Chia-Yi Liu, Wen-Hsiang Wan, Hue-Yong Chen
- Design the Adapted Energy Window Setting for SPECT Image Scatter Correction 19**
Hsiao-Ching Wang, Huei-Yong Chen, Wen-Hsyang Wang, Tai-Been Chen, Yung-Hui Huang
- Evaluation and Validation of Disinfectants in Cyclotron Center Pharmaceutical Cleanroom 27**
Yi-Jia Huang, Hsiu-Ling Lin, Hsiao-Wei Liao, Huei-Yong Chen, Yun-Hsuan Hsu

Case Reports

- Dual-Phase Tc-99m RBC Venography for the Diagnosis of Deep Venous Thrombosis of Lower Limb 33**
Bing-Fu Shih, Chin-Ho Tsao, Ku-Hung Lin
- Using a Low-carbohydrate, Fat-Allowed Diet to Suppression F-18 FDG Myocardial Uptake (Same Patient with Twice PET/CT Scan F-18 FDG Myocardial Uptake Compare) – A Case Report..... 39**
Cheng-Kai Huang, Jainn-Shiun Chiu, Kuang-Ching Chiu, Shan-Ho Chan, Kai-Yuan Cheng

Technical Innovations and Notes

- Evaluation of Ventricular Function with Gated Blood-Pool SPECT: Technical Note..... 45**
Shan-Ho Chan, Guang-Uei Hung, Jainn-Shiun Chiu, Kai-Yuan Cheng, Kuang-Ching Chiu, Cheng-Kai Huang
-

中華民國 93 年 11 月 20 日創刊

發 行：中華民國核醫學學會
秘 書 處

理 事 長：黃文盛

醫技委員會：杜高瑩
主任委員

執行祕書：楊邦宏

會 址：505 彰化縣鹿港鎮鹿工路 6 號
彰濱秀傳醫院核醫科轉核醫學學會

電 話：(04) 7811233

傳 真：(04) 7073299

劃 撥：19781819

電子信箱：tsnm.tw@gmail.com

印 刷：宇晨企業有限公司 yuchen68@ms51.hinet.net

地 址：台北市和平東路二段 151 號 6 樓

電 話：(02) 27037667 傳真：27033381

利用不同尺寸 PE 板搭配金箔方法 評估醫用迴旋加速器運轉所產生之中子輻射特性

郭明杰^{1,2} 許芳裕^{2,3} 邱筱文^{4**} 趙君行² 殷國維^{1*}

¹ 新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 迴旋加速器中心

² 國立清華大學 生醫工程與環境科學系

³ 國立清華大學 原子科學技術發展中心

⁴ 郭綜合醫院 放射腫瘤科

摘要：迴旋加速器在使用 9.6 MeV 質子射束撞擊液態靶 (^{18}O -water) 時，經過 (p,n) 反應後，會產生 ^{18}F 放射性同位素，同時也會伴隨著產生中子輻射與二次射線。此伴隨產生之輻射場的強度會隨著迴旋加速器運轉的操作條件 (例如：射束電流與靶體積...等) 增加而增加，而影響與改變了加速器室周圍的環境劑量。本研究評估迴旋加速器在不同運轉條件下，所產生的中子能譜特性，並探討迴旋加速器所產生的中子輻射能譜對於加速器室周圍物質活化程度與劑量分布的影響。研究方法為使用不同尺寸 (0-12 英寸) PE 板搭配金箔 (Au-197)，利用中子活化分析的方法，評估迴旋加速器在運轉時，使用不同的靶極所產生的中子能譜，並探討此一能量分布對周圍環境的影響評估。此外，本研究建立不同厚度 PE 板搭配金箔的方法，測量加速器運轉時所產生不同能量中子輻射通量與中子能譜。根據蒙地卡羅模擬 (Monte-Carlo simulations) PE 板搭載金箔的響應函數及中子輻射通量結果，利用 UMG 3.3 軟體疊代展開 (Unfolding) 以獲得中子能譜。研究結果發現 1 號靶 (2.4 ml ^{18}O -water) 所產生的中子輻射最高能量 5-8 MeV，2 號靶 (1.5 ml ^{18}O -water) 中子輻射最高能量出現在 2-5 MeV；但是使用 2 號靶的最高能量中子通量是 1 號靶最高能量中子通量大約 10 倍。2 號靶在 100 eV 以下的中子通量也是大於 1 號靶，故在使用 2 號靶時對環境會造成較高的劑量貢獻。

關鍵詞：中子能譜、迴旋加速器、中子活化、蒙地卡羅模擬

核醫技學誌 2013;10:1-9

前言

新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 (以下簡稱新光醫院) 迴旋加速器中心使用 GE MINITrac 迴旋加速器，此迴旋加速器是屬於負離子 (H^-) 加速器，可使負離子加速至 9.6 MeV，經由射束引出器之碳膜 (Carbon foils) 可產生出質子射束，再利用質子射束撞擊液態靶 (^{18}O -water) 會發生 (p,n) 反應後生產出 ^{18}F ，因此在運轉過程中會誘發出中子輻射及其他二次射線 (如： γ 、 β 射線等)；這些經過 (p,n) 反應後所誘發的中子輻射在靶體內所產生之中子能量分布，並經過自我屏蔽 (self-shielding) 後，其在加速器室與周圍環境中子輻射的能量分布情形的探討是相當重要的；此外，在質子射束在撞擊靶極過程中所誘發出中子輻射，會隨著入射質子射束的能量與通量變化以及被撞擊靶物質的組成成分不同而造成不同的中子能譜，而產生的高能中子輻射會使靶物質周圍的金屬物質活化，再引發出更多的二次射線 [1-5]。

新光醫院迴旋加速器自起 2002 年到 2012 年止，每年平均成功運轉超越 450 次 / 年以上，每次運轉平均約 100 分鐘，生產 ^{18}F 放射性同位素總活度也達到 5,000 Ci。當迴旋加速器運轉時，增加電流強度及不同靶體積大小 (1 號靶為 2.4 ml ^{18}O -water、2 號靶為 1.5 ml

100 年 2 月 5 日受理；102 年 12 月 16 日刊載

* 通訊作者：殷國維

新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 迴旋加速器中心

111 台北市士林區文昌路 95 號

電子信箱：T000779@ms.skh.org.tw

** 共同第一作者：邱筱文

^{18}O -water) 等，皆會造成中子輻射量增加；因此，當要改變迴旋加速器運轉條件，其造成的中子輻射及其他二次射線之輻射劑量必需做進一步的評估，並針對中子輻射需加以評估其中子能量的分布，並探討此中子能量分布特性，以減少迴旋加速器周圍環境輻射劑量曝露及中子輻射造成物質的活化所產生的二次射線對於工作人員造成體外曝露影響 [4-7]。因此本研究主要迴旋加速器所產生中子特性，測量在運轉過程中所產生的中子能譜，並針對加速器產生的中子能譜進行分析與探討對工作人與周圍環境的影響。

材料與方法

在 9.6 MeV 質子射束撞擊液態靶 (O^{18} -water) 後由 (p,n) 反應產生 ^{18}F 放射性同位素的過程中，在靶體內易產生高能量中子輻射，而高能中子輻射與物質作用時，易造成物質被活化，因此加速器內主體的組成元件被活化程度會隨著高能中子輻射量而改變，且中子的輻射量與加速器運轉時射束電流強度、靶體積與運轉時間成正比；物質被活化強度增加後，相對的二次射線的產生也會增加許多。

本研究利用不同厚度 PE 板包覆金屬箔片 (Au-197) 方法測量中子的能譜。因金箔 (Au-197) 本身對於熱中子的反應截面較大 (約 98.8 barns)，經中子活化後，可分析該測量點之熱中子通量率的標準方法，因此搭配不同厚度的 PE 板可以使中子受到不同程度的能量衰減至低能量中子，熱中子 (能量為 0.025 eV) 即可使金箔活化，故可獲得每個 PE 板厚度所測的計數值，再利用疊代展開 (unfolding) 方法評估出中子能譜 [8-10]。藉由度量這些金屬箔片的活化量，可評估迴旋加速器在運轉的過程所釋放出之中子輻射量，並可深入評估迴旋加速器在運轉時，靶體內所產生中子能譜分布與其所造成的影響，亦可進一步探討周圍物質被中子活化的程度，再考慮加入適當的屏蔽物，使迴旋加速器中心之工作環境可以達到最適化，相關研究方法與步驟分述如下：

利用不同厚度 PE 板搭載金箔 (Au-197) 中子活化分析方法評估中子能譜

本實驗使用 0, 2, 3, 5, 8, 10 及 12 英寸厚的聚乙烯 (polyethylene, PE) 板，其密度為 0.95 g cm^{-3} ，並搭配金箔 (Au-197) 進行度量；如圖 1 所示。金箔的純度需為

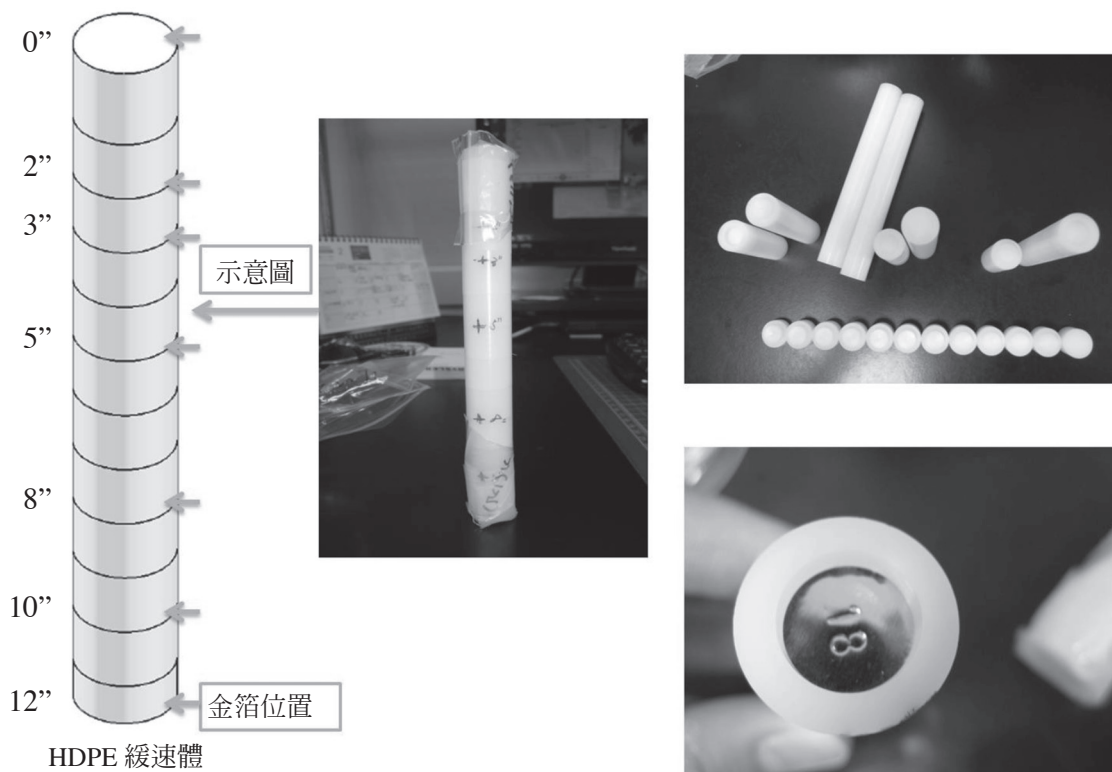


圖 1. 實際製作不同尺寸圓柱型 PE 板搭載金箔的示意圖；金箔的純度為 99.99% 純金，尺寸為直徑 10 mm 的圓形。

99.99% 純金不含其他雜質，尺寸為直徑 10 mm 的圓形，重量大約 0.1200 g，因為金箔質量會影響中子通量的計算，所以每一片金箔於照射前皆需要秤重並記錄期金箔的重量 (如表 1~2 所示)。不同尺寸圓柱型 PE 板搭配金箔的中子活化分析方法屬被動式熱中子偵檢器 (Passive thermal neutron detectors) 方法，此組厚度 PE 板可測量中子能量範圍 0.025 eV~12 MeV [8-10]。因熱中子與金箔會發生 $^{197}\text{Au} (n, \gamma) ^{198}\text{Au}$ 之捕獲反應， ^{197}Au 被活化成 ^{198}Au ， ^{198}Au 之激態每次衰變約有 95.5% 之 411 keV 能量之加馬射線後成為穩定之 ^{198}Hg ，藉由高純度鍺偵檢器可收集到 411 keV 能峰計數值，並可推估得 ^{198}Au 活度，進一步更可估算出與 ^{197}Au 作用之熱中子通量 [9-11]。其方法如公式 1-5：

$$A_{sat,i} = \frac{C_i}{\epsilon_{det} \times t_c} \times F_1 \times F_2 \times F_3 \quad (\text{公式 1})$$

$$F_1 = \frac{t_c}{\tau \times (1 - e^{-t_c/\tau})} \quad (\text{公式 2})$$

$$F_2 = e^{-t_w/\tau} \quad (\text{公式 3})$$

$$F_3 = (1 - e^{-t_i/\tau})^{-1} \quad (\text{公式 4})$$

$A_{sat,i}$ 第 i 個 PE 板所獲得飽和活度； C_i 代表使用第 i 個 PE 板所獲得的計數率 (counting rate)； t_c 是 HPGe 計數的時間 (counting time)； τ 是 Au-198 的平均壽命 (mean life) 3.889 天； t_w 是照射完結束至開始使用 HPGe 計讀的時間間隔； t_i 是照射的總時間。 F_1 是考慮 HPGe 測量期間的衰減修正因子； F_2 是考慮照射完結束至開始使用 HPGe 計讀期間的衰減修正因子； F_3 照射完最終的活度轉換成飽和活度的轉換因子。中子通量率 ϕ 正比於單位金箔質量之飽和活度，其關係如公式 5 [11]：

$$\phi_i = \frac{MW}{A_v \sigma} \frac{A_{sat,i}}{m} \quad (\text{公式 5})$$

其中 ϕ_i 為第 i 個 PE 板金箔表面之平均中子通量率 (fluence rate, n/cm²*s)，MW 為金 -197 之原子量， A_v 為亞佛加厥常數，即 6.02×10^{23} ， σ 為熱中子反應截面 (cross section) 98.8 barn，m 則為金箔之質量。

本實驗使用清華大學原子科學技術發展中心環境分析用之 Canberra 高純度鍺加馬偵檢器 (High Purity Germanium Gamma-Ray Detector，簡稱 HPGe)，此 HPGe 偵檢器為半導體型之偵檢器，型號是 GC3520。本實驗 HPGe 系統是使用 ^{152}Eu 標準射源來做為 411 keV 能峰處的偵測效率之校正；因 ^{152}Eu 之半衰期為 13.6 年，其中含有 411.1 keV，與 $^{197}\text{Au} (n, \gamma) ^{198}\text{Au}$ 反應所產生的 γ 能峰相近，因此做為本研究使用 Au-197 金屬薄片時之 HPGe 偵檢器偵測效率的校正用。

表 1. 使用不同尺寸圓柱型 PE 板搭載金箔放至加速器內 1 號靶之靶極端，並使用 35 μA 射束電流照射後，利用 HPGe 系統所獲得中子經不同尺寸圓柱型 PE 板減速後活化金箔量，經公式 1-5 可以求得飽和活度 (Asat) 與中子通量率 (fluence rate, ψ)

圓柱型 PE 板尺寸	靶極	射束電流 (μA)	金箔質量重 (g)	411.5 keV 淨計數	error (%)	Asat (Bq)	ψ (n/cm ² /s)
0"	1	35	0.1256	2.06E + 05	4.04%	9.32E + 05	2.46E + 07
2"	1	35	0.1205	1.63E + 05	3.88%	3.59E + 06	9.84E + 07
3"	1	35	0.1262	1.86E + 05	3.79%	3.98E + 06	1.04E + 08
5"	1	35	0.1251	1.94E + 05	3.83%	4.15E + 06	1.10E + 08
8"	1	35	0.1260	1.90E + 05	3.80%	3.93E + 06	1.03E + 08
10"	1	35	0.1194	1.73E + 05	3.92%	4.00E + 06	1.11E + 08
12"	1	35	0.1214	1.51E + 05	3.99%	3.23E + 06	8.81E + 07

表 2. 使用不同尺寸圓柱型 PE 板搭載金箔放至加速器內 2 號靶之靶極端，並使用 30 μA 射束電流照射後，利用 HPGe 系統所獲得中子經不同尺寸圓柱型 PE 板減速後活化金箔量，經公式 1-5 可以求得飽和活度 (Asat) 與中子通量率 (fluence rate, ψ)

圓柱型 PE 板尺寸	靶極	射束電流 (μA)	金箔質量重 (g)	411.5 keV 淨計數	error (%)	Asat (Bq)	ψ ($\text{n}/\text{cm}^2/\text{s}$)
0"	2	30	0.1133	9.73E + 03	4.4%	2.68E + 06	7.81E + 07
2"	2	30	0.1278	1.52E + 04	4.4%	3.74E + 06	9.68E + 07
3"	2	30	0.1243	11.82E + 04	4.4%	4.77E + 06	1.27E + 08
5"	2	30	0.1268	1.85E + 04	4.3%	4.13E + 06	1.08E + 08
8"	2	30	0.1223	2.00E + 04	4.3%	5.14E + 06	1.39E + 08
10"	2	30	0.1255	1.33E + 04	4.4%	3.39E + 06	8.93E + 07
12"	2	30	0.1272	1.07E + 045	4.4%	2.70E + 06	7.03E + 07

利用蒙地卡羅方法來建立不同尺寸 PE 板與金箔之間，其相對應中子能量的響應函數

此一響應函數的方法建立相當重要，因為定義出不同的響應函數會造成後續中子能譜分析不同而不同，故必須根據圓柱型 PE 板的幾何圖形、射源種類、形式的定義，及計算射源能量區間皆必須考慮，MCNP 以機率統計的方法模擬粒子遷移計算。

根據圖 1 七種不同尺寸圓柱型 PE 板，為了七種不同尺寸圓柱型 PE 板要獲得與金箔其相對應中子能量的響應函數，利用計算，本研究使用的蒙地卡羅程式為 MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport) 5C 版本，藉由輸入幾何圖形、射源種類、形式的定義，以機率統計的方法模擬粒子遷移計算，利用 MCNP 計算時所需核種截面資料是以 ENDF/B-V (Evaluated Nuclear Data File) 資料庫為主。

在射源方面，定義射源為圓盤狀 (Disc) 射源與金箔平行並緊貼於圓柱體面，大小與緩速球體直徑相同，粒子方向全部朝向球體入射，如圖 2 所示，共模擬 10^8 顆粒子的行徑路徑，可降低計算的誤差值至小於 5% 以內。模擬使用的金箔 (^{197}Au)，其豐度假設為 100%，重量為 0.124 g 和直徑 10 mm。此次量測迴旋加速器最大能量為 9.6 MeV，故中子最大能量為 9.6 MeV，故射源能量區間從熱中子範圍 10-8 MeV 至 20 MeV，每一個級距取以對數刻度平均取十個能量點總共 94 個能量區間，分別模擬七種不同圓柱型 PE 板厚度幾何條件 (bare、2"、3"、5"、

8"、10"、12")，利用 MCNP 紀錄金箔捕獲中子機率與 F2 卡記錄球面通量，依照公式 6 可以算出響應函數，其結果如圖 4, 5 所示。

$$\text{響應函數 (cm}^2/\text{g)} = \frac{{}^{197}\text{Au} (n, \gamma)^{198}\text{Au 機率}}{\text{入射中子通量 (cm}^{-2}\text{)}} / \text{金箔質量 (g)} \quad (\text{公式 6})$$

將不同厚度 PE 板搭載金箔所測量到的計數率 (Count rate)，以及用蒙地卡羅模擬 (Monte Carlo simulation) 在相同的幾何條件下，計算出每一種的中子能量對於不同尺寸的 PE 板與金箔 (^{197}Au) 的響應因子 (Response factor, R)，再經由 UMG 3.3 軟體疊代展開 (Unfolding) 即可獲得中子能譜；其 Unfolding 方法如公式 7，依據不同厚度 PE 板搭載金箔所測量到的通量率與響應函數之間的關係，即可獲得中子能譜 [8-10]：

$$\phi_i = \sum_{j=1}^n R_{i,j} \Phi_j \quad j=1, 2, \dots, n \quad (\text{公式 7})$$

ϕ_j 代表第 j 個中子能量組 (Neutron energy bin) 所對應的通量 (fluence)； $R_{i,j}$ 是第 j 個 Neutron energy bin 在第 i 個 PE 板的響應。

結果與討論

本研究利用不同尺寸 PE 板搭載金箔與的方法評估迴旋加速器在生產出質子射束撞擊靶極經過 ^{18}O (p,n) ^{18}F

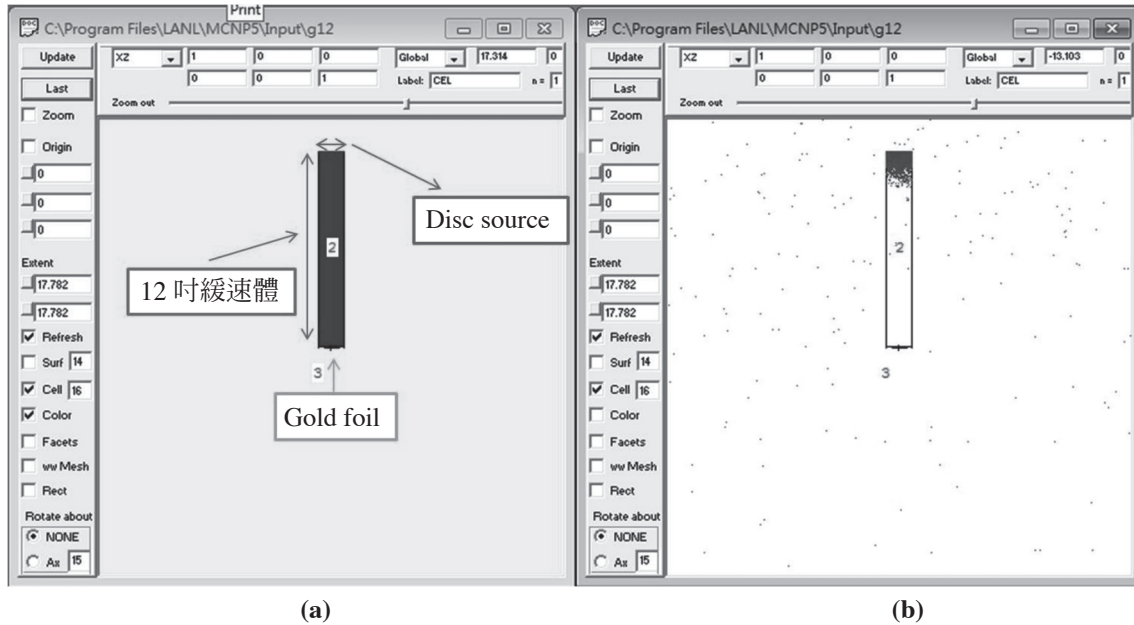


圖 2. (a) 實際模擬的幾何圖形，藍色區塊為圓柱型 PE 板 (0~12 吋)，黃色區塊為模擬範圍暴露在空氣中；(b) 實際蒙特卡羅入射粒子與發生碰撞實際模擬粒子的路徑，此圖只模擬 1,000 顆粒子，實際模擬 1×10^8 顆粒子。

反應後後產生的中子能譜，將圓柱型 PE 板搭載金箔的裝置放至加速器靶極區 (圖 3)，評估加速器在不同靶體下，其運轉時產生的中子能譜結果；測量時參數設定為 1 號靶的射束電流 35 μA ，2 號靶的射束電流 30 μA ，運



圖 3. 迴旋加速器的 1 號靶極及圓柱型 PE 板位置，評估加速器經過 ^{18}O (p,n) ^{18}F 後產生的中子能譜。

轉時間為 60 min，進行測量，其結果如表 1~2 所示。

每一片金箔計讀的時間為 10 分鐘，HPGe 系統偵測到不同尺寸圓柱型 PE 板造成金箔活化後變成 Au-198 所釋放出的 411.5 KeV 加馬輻射，偵測誤差皆小於 5%。利用公式 1-5 可以獲得飽和活度 (Asat, Bq) 及中子輻射通量率 (ψ , $\text{n}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$)。根據表 1, 2 實驗結果發現在 1 號靶所產生中子輻射通量率最大貢獻 ($1.10 \times 10^8 \text{ n}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$) 是在 5 吋與 10 吋 PE 板 ($1.11 \times 10^8 \text{ n}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$)，而 2 號靶則是出現在 3 吋 ($1.27 \times 10^8 \text{ n}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$) 與 8 吋 ($1.39 \times 10^8 \text{ n}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$) PE 板，此結果應該代表使用 1 號靶所產生的中子輻射能量峰值較高，但是使用 2 號靶的中子輻射劑量貢獻會較大。

將利用 MCNP 模擬所獲得的響應函數圖 4, 5 及表 1, 2 的中子輻射通量率結果，利用公式 7 及 UMG 3.3 軟體，求得中子能譜，如圖 6 所示。圖 6 的結果發現 1 號靶所產生的中子輻射最高能量 5-8 MeV，2 號靶中子輻射最高能量出現在 2-5 MeV；但是使用 2 號靶的最高能量中子通量 (2-5 MeV) 是 1 號靶最高能量中子通量 (5-8 MeV) 大約 10 倍。2 號靶在 100 eV 以下的中子通量也是大於 1 號靶，因此在使用 2 號靶時必須注意在單位時間內有較高的中子通量貢獻，如圖 6 所示。

使用相同照射條件，射束電流改變其應該只會影響

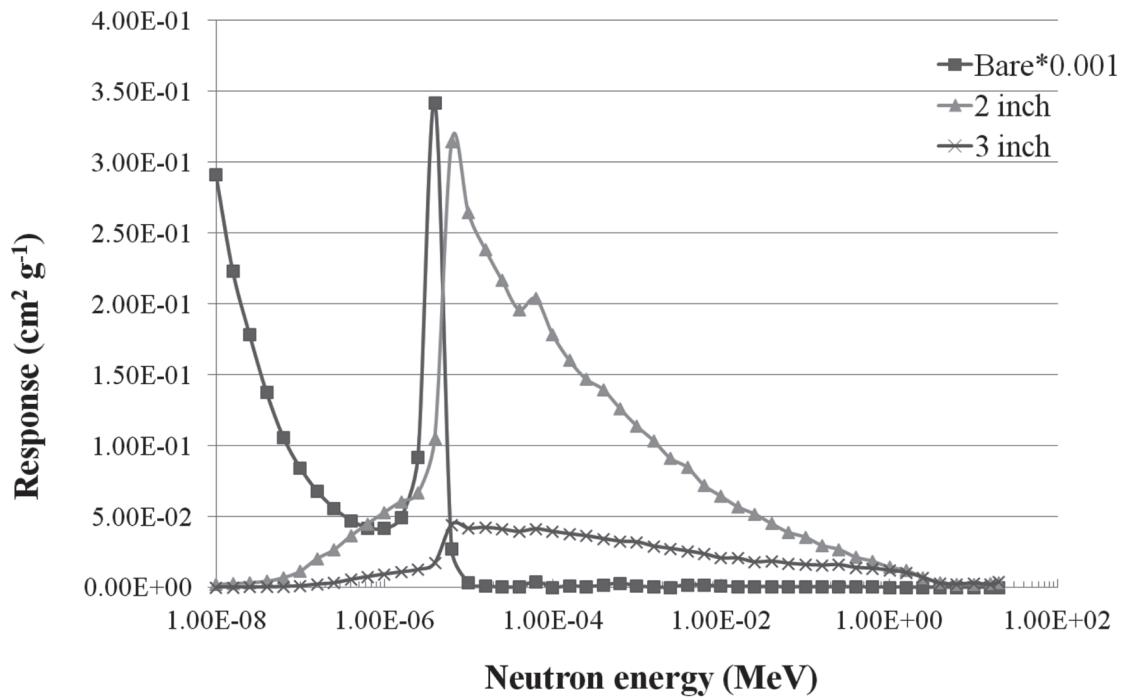


圖 4. 0-3 吋圓柱型 PE 板與金箔相對應中子能量的響應函數。

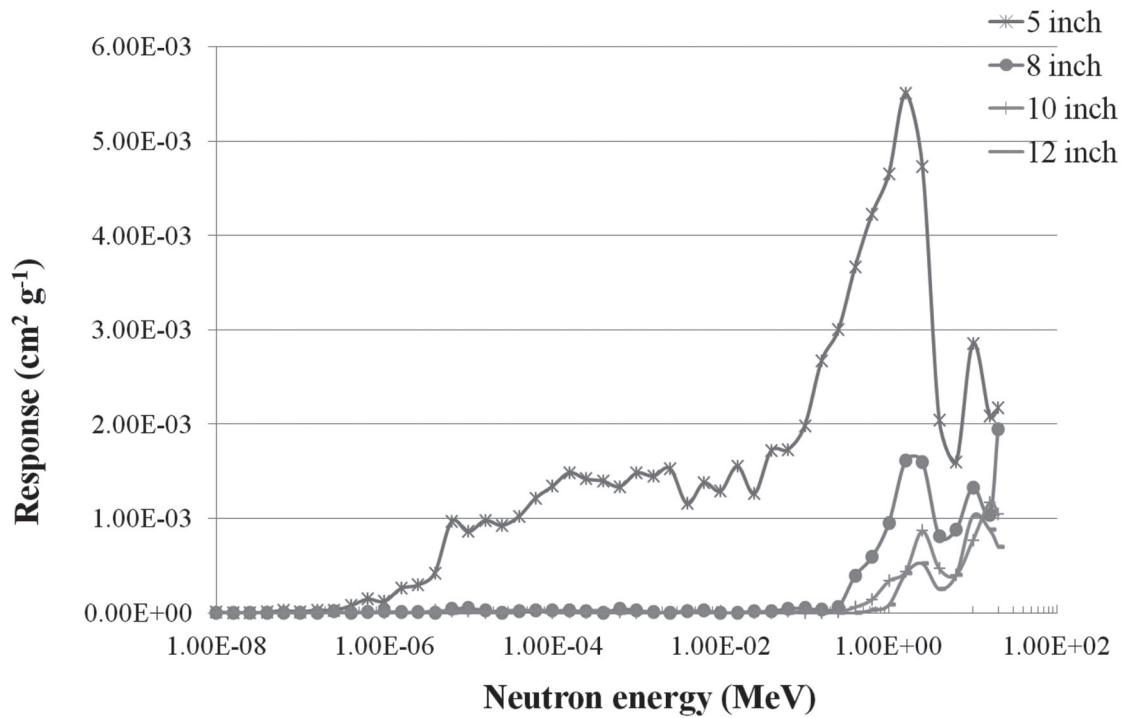


圖 5. 5-12 吋圓柱型 PE 板與金箔相對應中子能量的響應函數。

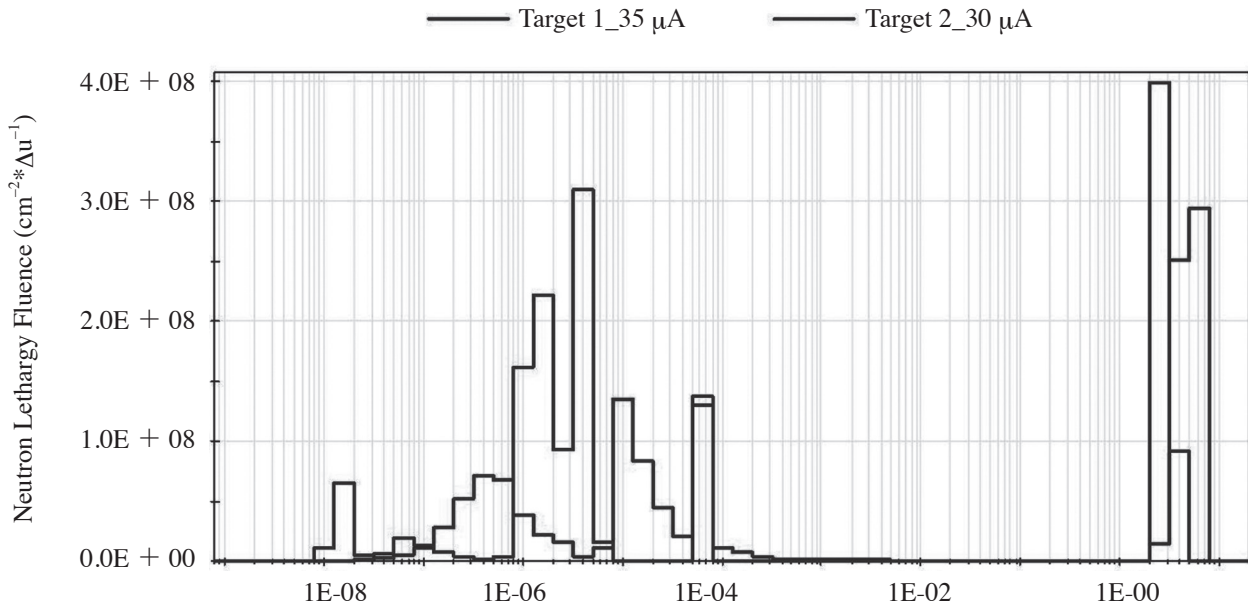


圖 6. 迴旋加速器在常規的運轉條件下，獲得在加速器內靶極端 target 1 (35 μA) 與 target 2 (30 μA) 中子能譜。

入射的質子數量，當使用 35 μA 生產 ¹⁸F 的活度會較 30 μA 高，但因此台加速器的是固定能量，故所產生的能譜曲線分佈應該類似，只會差在每一能量的貢獻，造成圖 6 的能譜結果原因可能是因為測量位置造成的誤差。因為加速器靶極區的空間相當狹小，管線密集，12 英吋的圓柱型 PE 板無法安置在靶極正後方，故量測位置是在靶極的側邊，所以測量的位置也會影響其量測的結果。另一原因，雖然是照射 ¹⁸O-water，但是靶材的幾何圖型也不相同，因此當質子射束與 ¹⁸O-water 發生作用後產生的中子輻射，中子再與靶材碰撞所產生的中子輻射會因靶材的幾何不同而不同。最後，¹⁸O-water 的體積也不相同，1 號靶的靶體積 (2.4 ml) 大於 2 號靶的靶體積 (1.5 ml)，故 (p,n) 反應發生作用後產生的中子輻射，經過不同靶體積會有不同程度的衰減量，因為 ¹⁸O-water 含有大量的 H 原子，所以會將中子減速，故也會影響中子輻射量；因此，靶材的幾何不同皆會影響不同中子輻射能量分布與貢獻。

結 論

本研究利用不同尺寸圓柱型 PE 板搭載金箔方法評估出本中心迴旋加速器內在靶極端的中子能譜，根據能譜結果發現 1 號靶所產生的中子輻射最高能量 5-8

MeV，2 號靶中子輻射最高能量出現在 2-5 MeV；但是使用 2 號靶的最高能量中子通量是 1 號靶最高能量中子通量大約 10 倍。2 號靶在 100 eV 以下的中子通量也是大於 1 號靶，故在使用 2 號靶時對周圍的工作人員與環境會造成較高的中子劑量貢獻。也可以探討出未來若要提升加速器運轉條件參數或生產量，必須要注意在使用此兩個靶極時會產生 2-8 MeV 的中子輻射產生貢獻，因此屏蔽設計時必須考量到 MeV 級的中子輻射。對未來迴旋加速器元件升級或改建，在輻射防護與屏蔽的設計可以更精確的做設計，以防護迴旋加速器中心的工作人員及周圍環境輻射提供更安全生產環境，避免不要的輻射曝露。

致 謝

本研究經費由新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院補助，計畫編號 SKH-8302-100-NDR-01。

參考文獻

1. GE MINI-trace TM PET Tracer Production System Technical Specification manual.
2. Vega-Carrillo, H. R., (2001), Neutron energy spectra inside a pet cyclotron vault room. Nucl. Instrum. Meth.

- Phys. Res. A 463 (1-2), 375-386.
3. NCRP Report No. 79: Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators, (1984), National Council on Radiation Protection and Measurements.
 4. Hertel, N. E., Shanon, M. P., et al., (2004), Neutron measurements in the vicinity of a self-shielded PET cyclotron. *J. Radiat. Prot. Dosim.* 108:255-261.
 5. Qaim, S. M. (2004), Use of cyclotrons in medicine. *Radiation Physics and Chemistry.* 71:917-926.
 6. F. Diifilippo, L. Papiez, C. DesRosiers, etc., (2003), Contamination dose from photoneutron processes in bodily tissues during therapeutic radiation delivery. *Med. Phys.* 30(10), 2849-2854.
 7. G. Gambarini and M. Sinha Roy, (1997), Dependence of TLD Thermoluminescence Yield on Absorbed Dose in a Thermal Neutron Field. *Appl. Radiat. Isot.* 48, 1467-1475.
 8. R. Barquero, R. Mendez, H. R. Vega-Carrillo, etc., (2005), Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linear accelerator. *Health Phys.* 88(1):48-58.
 9. R. Bedognia, A. Esposito, etc., (2008), Determination and validation of a response matrix for a passive Bonner sphere spectrometer based on gold foils, *Radiation Measurements* 43, 1104-1107.
 10. F. Fernández, T. Bouassoule, etc., (2007), Monte Carlo calculation and validation of a gold foil-based Bonner sphere system, *Radiat Prot Dosimetry*, 126(1-4), 366-370.
 11. R. Rogus, O. Harling, J. Yanch, (1994), Mixed field dosimetry of a epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy at the MITR-II research reactor. *Med. Phys.* 21(5), 1611-1625.

Characteristic Evaluation of Neutrons Induced by the Medical Cyclotron During Operation using the Different Sizes of PE Plates and Gold Foils Method

Ming-Jay Kuo^{1,2}, Fan-Yu Hsu^{2,3}, Hsiao-Wen Chiu^{4**}, Jiunn-Hsing Chao², Kuo-Wei Yin^{1*}

¹Department of Cyclotron Center, Shin Kong Wu Ho-Su Memorial Hospital, Taipei, Taiwan

²Department of Biomedical Engineering and Environmental Sciences, National Tsing Hua University, Hsinchu, Taiwan

³Nuclear Science and Technology Development Center, National Tsing Hua University, Hsinchu, Taiwan

⁴Guo General Hospital, Radiation Oncology

Abstract

The ¹⁸F isotope and secondary radiations such as neutrons and γ -rays were produced during the operations of cyclotron, when the proton beams (9.6 MeV) hit the ¹⁸O-water targets and occurred (p,n) reactions. The intensity of mix radiation fields depended on the parameters of cyclotron operation and increased as operation conditions (such as beam current, target volume, et. al.) increased. Therefore, distributions of doses would be affected during the operation period. The neutron spectra were measured to evaluate the characteristic of neutrons induced by the cyclotron under different operation conditions. The relationships between induced neutron spectra, activation of materials and dose distribution in the cyclotron room were analyzed and discussed in this study. By means of the different sizes (0"-12") of PE plates and the method of neutron activation analysis with gold foils, spectra of induced neutrons by using different sizes of targets were measured. The influences of measured neutron spectra to the surrounding environment of the cyclotron were also discussed. The method using different thicknesses of PE plates coupled with gold foils was established to evaluate the spectra of neutrons. With this method, neutron fluence and spectrum were acquired during the operation processes. According to results of response matrix (PE plates with gold foils methods) and neutron fluence rates, neutron spectra were obtained by using the UMG 3.3 unfolding code. In the results, maximum neutron energy induced by the cyclotron were 5-8 MeV in using the target 1 (2.4 ml ¹⁸O-water) and 2-5 MeV in using the target 2 (1.5 ml ¹⁸O-water), respectively. Besides, maximum neutron fluence rates (2-5 MeV) using target 2 were about 10 times than target 1 (5-8 MeV). Moreover, neutron fluence of the 100 eV energy by using target 2 contributed is higher than target 1. Consequently, the operation of cyclotron by using target 2 would cause higher contribution of neutron dose around the environment of cyclotron room.

Key words: Neutron spectra, Cyclotron, Neutron activation, Monte-Carlo simulations

J Nucl Med Tech 2013;10:1-9

Received 2/5/2011; Accepted 12/16/2013

*Corresponding author: Kuo-Wei Yin

Department of Cyclotron Center, Shin Kong Wu Ho-Su Memorial Hospital, Taipei, Taiwan

111, No. 95 Wenchang Road, Shihlin District, Taipei, Taiwan

E-mail: T000779@ms.skh.org.tw

**Co-First author: Hsiao-Wen Chiu

修正注射滲漏情況下 ^{18}F -PET 的標準攝取值： 假體實驗

王寶英¹ 黃詠暉² 陳泰賓^{2*} 杜維昌³ 劉佳宜¹ 王文祥¹ 陳輝墉¹

¹ 義大醫院 核子醫學科

² 義守大學 醫學影像暨放射科學系

³ 義守大學 資訊工程系

摘要：

^{18}F -FDG (2-[Fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose) 全身攝影檢查是利用正子電腦斷層攝影 (Positron Emission Tomography/Computer Tomography, PET/CT) 檢測體內組織細胞對葡萄糖攝取及代謝分布情形，常用於偵測腫瘤細胞轉移追蹤及治療計畫療效之評估。一般而言，PET/CT 攝影結果除影像判讀外亦常藉由影像上異常高攝取 ^{18}F -FDG 區域之標準攝取值 (Standardized Uptake Values, SUV_{True}) 作為客觀評估之參考。然而許多外在因素會干擾 SUV 計算而出現誤差。目前相關文獻中較少探討注射部位殘留劑量影響的 SUV 計算結果。本研究是藉由量測正子影像上注射滲漏部位殘留劑量，以迴歸估計參與代謝之 ^{18}F -FDG 總劑量。利用不同注射滲漏劑量之 ^{18}F -FDG 模擬小體積射源，以劑量校正儀與 PET/CT 同時進行偵測，估算二儀器之間偵測效率差異，並進行迴歸修正，估算出正子影像上之實際滲漏劑量。修正標準攝取值 (Corrected SUV, SUV_{cor}) 後即可改善因注射滲漏殘留所造成病灶影像 SUV (SUV Computed from Image, $\text{SUV}_{\text{image}}$) 被低估之誤差。研究結果顯示對於非預期性 ^{18}F -FDG 注射滲漏造成 $\text{SUV}_{\text{image}}$ 低估情形，利用迴歸方法修正後之 SUV_{cor} 即可有效提升正子電腦斷層攝影標準攝取值準確度。

關鍵詞：正子電腦斷層攝影、標準攝取值、劑量校正儀、迴歸估計

核醫技學誌 2013;10:11-18

前言

近年來臨床醫學分子影像廣泛被應用及討論，在腫瘤診斷與治療計畫療效評估的過程中是相當重要不可或缺的一環。一般醫學影像進行定性診斷判讀時，除專業素養與經驗外，通常會參考影像定量資訊做為輔助，因此定量資訊若無法提供客觀性時，將造成判讀結果誤差。雖然近年來已發展出各種醫學影像定量方法及輔助軟體，以提升定量客觀性。進而使受檢者接受醫學影像檢查、診斷、治療、與評估，得到更客觀與優質的醫療專業服務。

[氟 -18] 氟化去氧葡萄糖 (2-[Fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose, ^{18}F -FDG) 為葡萄糖類似物，由靜脈注射方式進入受檢者體內，經過細胞作用與代謝；因腫瘤或發炎組織對葡萄糖有較高吸收能力，且 ^{18}F -FDG 進入細胞後無法完全參與細胞內葡萄糖轉換過程，而滯留於細胞內之特性，故使用正子電腦斷層攝影儀 (PET/CT) 進行體內葡萄糖攝取及分布偵測，已證實為一有效率之醫學造影工具之一。然而， ^{18}F -FDG 全身正子電腦斷層攝影結果除影像判讀外，經常參考異常高 ^{18}F -FDG 區域之標準攝取值 (SUV_{True}) 進行數據分析，以獲得客觀定量評估報告。但是組織細胞攝取 ^{18}F -FDG 的數量不僅與葡萄糖代謝有關，同時受到檢查前注射 ^{18}F -FDG 劑量活度、受檢者身體體積、及影像重建參數之影響。目前已知許多因素造成 SUV 估算時出現誤差；例如 ^{18}F -FDG 注射劑量放射活度、受檢者體重、受檢者注射 ^{18}F -FDG 時之血糖狀態、病灶大小、訊號處理與影像重建參數等 [1-

102 年 3 月 11 日受理；102 年 5 月 27 日刊載

通訊作者：陳泰賓

義守大學 醫學影像暨放射科學系

高雄市燕巢區角宿村義大路 8 號

電話：07-6151100 轉 7814 電子信箱：chen.tb@gmail.com

3]。針對造成 SUV 出現誤差的因子，爲了更加精確估算 $^{18}\text{F-FDG}$ 正子全身影像上病灶的 SUV 分別提出不同修正方法 [4-13]，以達到較正確的 SUV 估算值。例如：利用腫瘤體積與大小進行 SUV 值修正 [4, 11]、採用 CT 值與 PET SUV 值進行相關分析 [5]、以及設計動態造影模式評估 SUV 值變化曲線 [7] 等，進而找出 SUV 誤差修正公式。然而， $^{18}\text{F-FDG}$ 注射劑量仍是影響 SUV 最重要的因素之一。 $^{18}\text{F-FDG}$ 放射活度因注射滲漏而殘留積聚於皮下組織（即通稱之“漏針”），將無法正確評估實際參與全身細胞吸收代謝 $^{18}\text{F-FDG}$ 的總放射活度，必然導致低估 SUV 之情形發生。因此，如何修正注射滲漏造成皮下組織內殘留 $^{18}\text{F-FDG}$ ，進而造成影像 SUV 被低估之情況，以提升正子斷層攝影檢查定量準確性，將是本研究探討之主題。

材料與方法

本研究採用 Deluxe Jaszczak Phantom 在漏針情況下，進行 SUV 修正模型探討。首先利用不同形狀大小且活度濃度與常規臨床檢查相同 ($370 \text{ MBq}/3 \text{ ml} \sim 555 \text{ MBq}/3 \text{ ml}$) 的小體積 $^{18}\text{F-FDG}$ 放射源，作爲模擬注射滲漏部分的情形 (Fig. 1, 2)。爲了摒除實驗時假體內部零件對伽瑪光子 ($\gamma\text{-ray}$) 產生衰減效應與散射效應，每次實驗進行時皆需取出假體內實心球體 (Fig. 1)。接著將假體內注滿放射活度濃度爲 BA (MBq/ml) (Background Activity) 之 $^{18}\text{F-FDG}$ ，以模擬受檢者身體之背景活度；假體內置一模擬病灶之 $^{18}\text{F-FDG}$ 小容積射源假體 (SL)，活度濃度單位 LA MBq/ml (Lesion Activity)；假體外置一模擬注射滲漏之 $^{18}\text{F-FDG}$ 小容積射源假體活度爲 A_{leak} (MBq)；假體總

注射活度 A_{inj} (MBq) (Fig. 2)。同時爲了避免實驗結果受到主觀圈選感興趣區域 (Region of Interest, ROI)，干擾影像分析及判讀結果，以最大標準攝取值 (Maximum SUV, SUV_{max}) 進行評估，不進行平均標準攝取值 (SUV_{avg}) 的討論。

爲了能得到 MIP 影像上的劑量活度表現與劑量校正儀偵測劑量活度的差異，採用迴歸方法找出修正 PET SUV 與校正儀偵測劑量活度值的模型，實驗開始前由劑量校正儀量測 $^{18}\text{F-FDG}$ 之放射活度，再換算 SUV 值。本研究進行二種實驗用以找出修正 SUV 之迴歸模型。第一種爲 14 種不同活度 LA 實驗設計，活度介於 0.3-

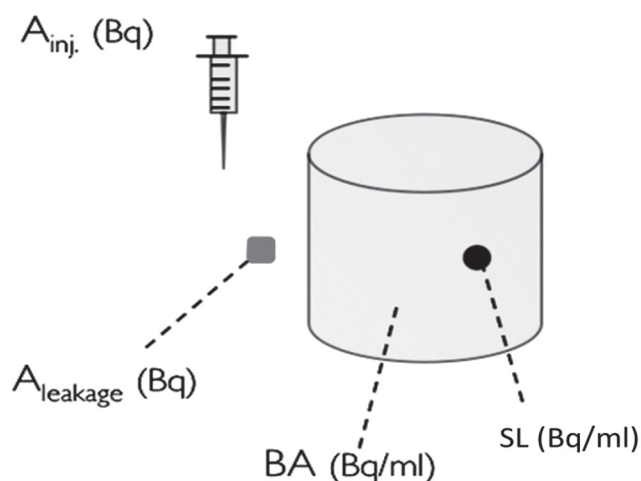


Fig. 2. shows a diagrammatic for experimentation where A_{inj} (MBq) is the total activity of injection; A_{leak} (MBq) is the leakage of injection; SL represents the area of small hot spot with activity concentration (LA MBq/ml); BA (MBq/ml) is the activity of concentration of background.

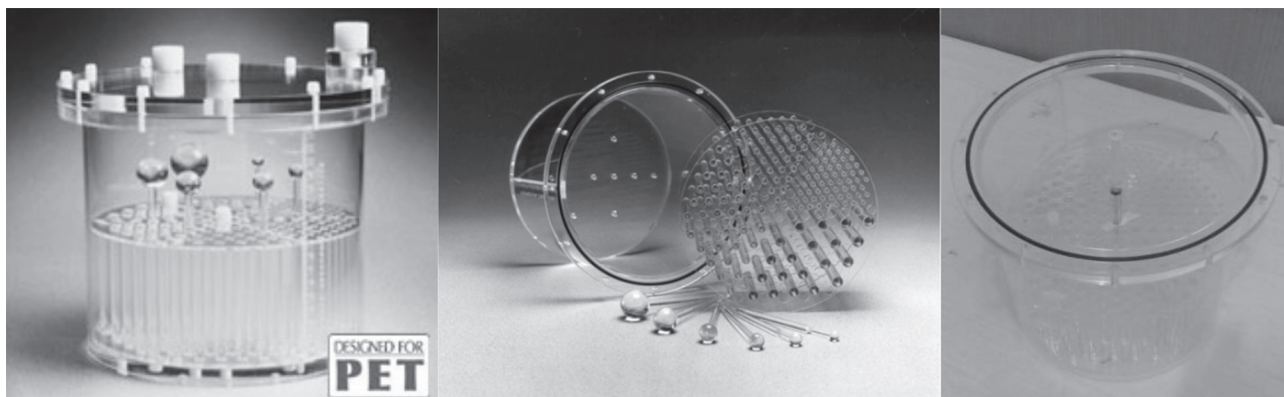


Fig. 1. displays a Deluxe Jaszczak Phantom™ Model ECT/DLX/P.

35.94 MBq，利用 PET 靜態影像後再換算 SUV 值，用以評估二者之間的線性關係；第二種 8 個不同 SUV 值分別為 20, 36, 43, 44, 52, 79, 80 與 95，每種重複 15 次，共計 120 次實驗，用其評估經由迴歸修正之 SUV 之效能。造影儀器利用 PET/CT (Siemens Biography 6 PET/CT Scanner)，採用 3D-AWSEM (Attenuation Weighted Ordered Subset Expectation Maximization) 方法、2 次疊代、8 個子集、重建大小 168 x 168 之 PET 影像。

劑量活度衰減校正

SUV 公式 (式 1) 中所使用的注射劑量活度為注射時所測量的活度值，因此 (式 10) 中所提之“注射滲漏劑量比值 (AR_{leak})”亦應以注射時之滲漏劑量為準。由於實際進行受檢者 PET 攝影檢查時以注射後 45-60 分鐘進行第一次攝影檢查，於影像上確認有注射滲漏時已經過 40-60 分鐘；故執行修正公式 (式 10) 應將影像上可見之滲漏處劑量，進行輻射衰減校正 ($A_0 = A/e^{-\lambda t}$) 回推注射時劑量活度。其中 A 為掃描時劑量活度， A_0 為注射時劑量活度，t 為衰減時間， λ 為衰減係數其值約為 $-0.693/T_{1/2}$ ， $T_{1/2}$ 為物理半衰期。在此實驗中須確實記錄靜置時間，再以 PET/CT 重建小體積放射源之 PET 影像，並計算 MIP 影像上 VOI 劑量活度以及劑量校正儀量測之劑量。

修正公式 (式 10) 正確性評估

(一) 利用不同注射滲漏率進行評估

基本上同一受檢者之同一病灶 SUV_{True} 不受注射滲漏劑量多寡而有差異。因此實驗模擬病灶 (即假體中較高活度區域，Fig. 2 中 SL) 與背景 (Fig. 2 中 BA) 之比值 (LA: BA) 不變 (即病灶處之 SUV 不變)，僅改變總注射劑量活度 A_{inj} 及注射滲漏處劑量活度 A_{leak} 。每次進行假體 PET 造影時皆輸入針劑總活度 (A_{inj} 加上 A_{leak} 之總和) 以模擬臨床執行正子檢查時輸入劑量活度之實際情形。記錄每次造影數據，比較 SUV_{image} 與本研究提出修正後之 SUV_{cor} 與實際 SUV_{True} 之差異性。

(二) 利用不同 SUV_{True} 值之評估

評估 SUV 修正公式能適應不相同的 SUV 值，進行 8 組不同的病灶與背景活度比值 (即實際 SUV 不相同) 重複 15 次實驗，共計 120 次 PET 造影實驗，並根據

PET 影像計算之 SUV_{image} 及 SUV_{cor} 與真實 SUV 之比值，進行標準差、平均值與 CV (Coefficient of Variation, CV) 進行評估滲漏校正 SUV 值之準確性。

建立標準攝取值修正計算公式

本研究利用迴歸模型推導未扣除與已扣除滲漏劑量二者間 SUV 的關係，建立合理的 SUV 修正公式，其中 SUV_{True} 公式如 (式 1)。

$$SUV_{True} = \frac{\text{Activity concentration in volume of interest (kBq/mL)}}{\text{Injection activity (kBq)/Total weight (g)}} \quad (\text{式 1})$$

Injected activity (kBq) 代表給予受檢者之注射總活度 (仟貝克)；Total weight (g) 為受檢者體重 (公克)；Activity concentration in volume of interest (kBq/mL) 表示為單位體積之活度濃度 (仟貝克 / 毫升)。其中 Injected activity (A_{inj}) 係使用劑量校正儀 (Dose Calibrator) 量測注射前注射針劑中 ^{18}F -FDG 的劑量活度，扣除注射後注射器具殘留 ^{18}F -FDG 的劑量活度之實際注入活度；Activity concentration in volume of interest (A_{VOI}) 利用 MIP 影像上圈選興趣體積區域像素內放射活度濃度；輸入受測物重量 (W_t) 進行標準攝取值的推導演算。因此 (式 1) 即以 (式 2) 表示；(式 2) 經移項後可得到 (式 3)。

$$SUV_{True} = \frac{A_{VOI}}{A_{inj} / W_t} \quad (\text{式 2})$$

$$A_{VOI} = SUV_{True} \cdot A_{inj} / W_t \quad (\text{式 3})$$

注射滲漏發生時，實際參與受檢者體內循環代謝之 ^{18}F -FDG 劑量活度應為扣除注射滲漏劑量活度後的注射劑量活度，所以受檢者單位體積內之放射活度濃度則為 (式 4) 表示。

$$A_{VOI} = SUV_{cor} (A_{inj} - A_{leak}) / W_t \quad (\text{式 4})$$

SUV_{cor} 代表 Corrected SUV，意指經過滲漏放射性活度修正後之 SUV 值； A_{leak} 為注射時滲漏之放射性活度。為了對修正前後的 SUV 有所區分，經由 PET 影像算之 SUV 值以 SUV_{image} 表示，因此 (式 2) 之 SUV_{True} 以 SUV_{image} 取

代則成爲 (式五)。

$$SUV_{image} = \frac{A_{VOI}}{A_{inj.}/W_t} \quad (式 5)$$

再將 (式 4) 中 A_{VOI} 代入 (式 5) 得到 (式 6)。

$$SUV_{image} = \frac{SUV_{cor.} (A_{inj.} - A_{leak.})/W_t}{A_{inj.}/W_t} \quad (式 6)$$

將 (式 6) 中分子與分母同時存在之 W_t 約分並簡化之，得到 (式 7)。

$$SUV_{image} = \frac{SUV_{cor.} (A_{inj.} - A_{leak.})}{A_{inj.}} \quad (式 7)$$

經由再簡化即可得到經由滲漏修正之 SUV_{image} 之公式，如式 (8) 和式 (9)。

$$SUV_{image} = SUV_{cor.} \left(1 - \frac{A_{leak.}}{A_{inj.}} \right) \quad (式 8)$$

$$SUV_{image} = SUV_{cor.} (1 - AR_{leak}) \quad (式 9)$$

其中 AR_{leak} 代表滲漏劑量與注射總量之比值 (Leakage Activity Ratio)。因此由 (式 7)、(式 8) 與 (式 9) 可知，當正子斷層攝影檢查發生注射滲漏情形時，由影像估算之標準攝取值 SUV_{image} 不等於真實的標準攝取值，二者之存有 $(1 - AR_{leak})$ 的比值。換言之，經修正注射滲漏之 SUV_{cor} 值比經由 PET 影像估算之 SUV_{image} 要高。最後，在本研究找出之合理 SUV 修正公式如 (式 10)。

$$SUV_{cor.} = SUV_{image} / (1 - AR_{leak}) \quad (式 10)$$

結果

不同放射活度的小體積射源 (SL)，經劑量校正儀與正子斷層攝影儀量測活度。利用散佈圖呈現二組數值間的相关性。估算無截距項之線性迴歸方程式，其中模型

判定係數 $R^2 = 0.99$ ，顯示具有高度符合 (Fig. 3)，迴歸估計式如 (式 11)。

$$Calibrator_{MBq} = 1.76 \cdot PET_{MBq} \quad (式 11)$$

再將正子斷層攝影儀量測之小體積射源活度代入式 (11)，得到預測劑量活度值。利用折線圖呈現三者間的關係 (Fig. 4)，發現 (式 11) 得到之預測值較爲接近劑量校正儀測量值。因此，經 (式 11) 得到之預測劑量活度值，可做爲執行注射滲漏修正的比較依據。

再者，以 SUV_{True} 爲 20.06 - 52.17 範圍，進行漏針劑量率 0.0% - 24.47% 造影實驗。將 SUV_{image} / SUV_{True} (Ratio of SUV calculated for image and true, RIT) 及 $SUV_{cor.} / SUV_{True}$ (Ratio of corrected SUV and true, RCT) 與漏針劑量率以折線圖呈現 (Fig. 5)。發現當漏針率增加時 RIT 比

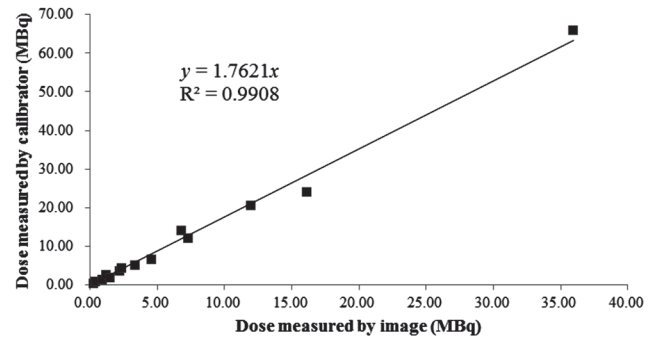


Fig. 3. shows activity trend between dose measured by image and calibrator with different activities of A_{leak} .

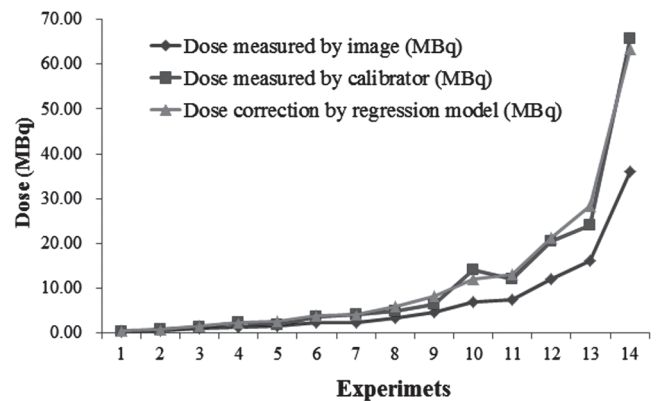


Fig. 4. shows activity profile between dose measured by image, calibrator, and regression model with different activities of A_{leak} .

值隨之降低 (即 SUV_{True} 被低估), 當漏針率達 24.47% 時 RIT 比值由 0.51 下降至 0.38, RCT 比值較不受影響。由漏針劑量率與 RIT 及 RCT 的變化關係, 明顯可以觀察到 RIT 對 RCT 的相對偏差且 SUV_{cor} 比 SUV_{image} 具有較好穩性及較小估計誤差 (Fig. 5)。同時因為 $[1-(SUV_{image}/SUV_{True})]/(SUV_{cor}/SUV_{True})$ 與漏針劑量率成正比, 故建立迴歸模型用以推測已知 A_{leak} 情形下之 SUV_{cor} 。如 (式 12) 與 (式 13) (Fig. 6), 其中 AR_{leak} 為 (式 14)。

$$\frac{A_{leak}}{A_{leak} + A_{inj.}} = 0.9916 \cdot \left(1 - \frac{SUV_{image}}{SUV_{cor.}}\right) \quad (式 12)$$

$$SUV_{cor.} = SUV_{image} / \left(1 - \frac{1}{0.9916} \left(\frac{A_{leak}}{A_{leak} + A_{inj.}}\right)\right) \quad (式 13)$$

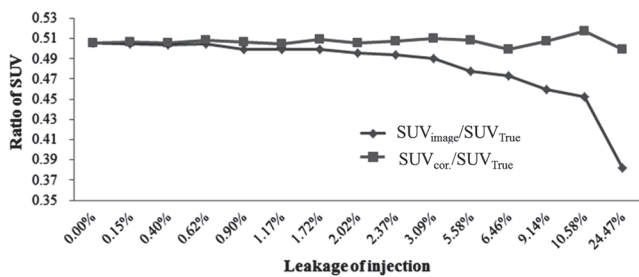


Fig. 5. shows line plots between SUV_{image}/SUV_{True} and SUV_{cor}/SUV_{True} and different ratios of leakage of injection.

$$AR_{leak} = \frac{1}{0.9916} \left(\frac{A_{leak}}{A_{leak} + A_{inj.}}\right) \quad (式 14)$$

因此利用 RIT 與 RCT 在不同的注射滲漏劑量率之重複造影實驗, 發現 RCT 與 RIT 在不同滲漏劑量率之平均標準差與平均 CV, 分別為 0.006 和 0.012 與 0.041 和 0.088 (P-value 為 $3E-6$ 與 $1E-7$ by t-test)。結果顯示 SUV_{cor} 皆優於 SUV_{image} (Table 1); $SUV_{cor.}$ 的平均變異係數為 1.2% 亦明顯優於 SUV_{image} 的 8.8% (Table 2)。

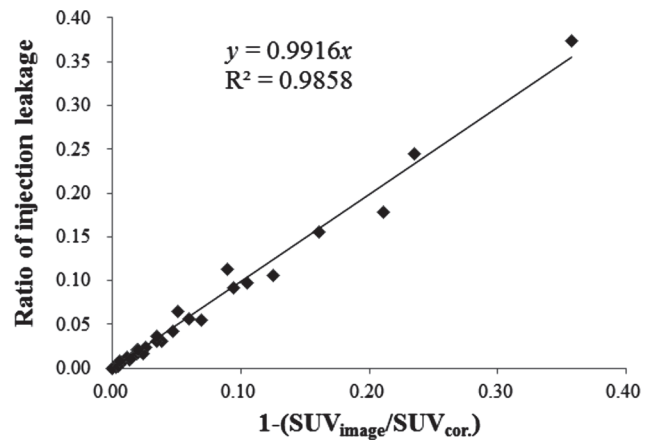


Fig. 6. shows the regression line of different ratio of SUV between image and model correction corresponding to leakage activity.

Table 1. Shows the standard deviation (Std), Mean, Min, Max, and coefficient of variation (CV is defined as Std/Mean) of $SUV_{cor.}/SUV_{True}$ and SUV_{image}/SUV_{True} .

SUV	SUV_{image}/SUV_{True}					$SUV_{cor.}/SUV_{True}$				
	Std	Mean	Min	Max	CV	Std	Mean	Min	Max	CV
20.06	0.038	0.556	0.440	0.583	0.068	0.005	0.584	0.575	0.596	0.008
36.86	0.058	0.539	0.365	0.583	0.108	0.009	0.584	0.568	0.607	0.015
43.51	0.029	0.435	0.344	0.456	0.068	0.004	0.457	0.450	0.466	0.008
44.06	0.023	0.345	0.273	0.361	0.067	0.003	0.362	0.356	0.369	0.008
52.17	0.040	0.595	0.471	0.624	0.067	0.005	0.625	0.615	0.637	0.008
79.94	0.045	0.421	0.286	0.456	0.108	0.007	0.457	0.444	0.475	0.015
80.95	0.036	0.334	0.226	0.361	0.108	0.005	0.362	0.352	0.376	0.015
95.85	0.062	0.576	0.391	0.624	0.108	0.009	0.625	0.608	0.649	0.015

Table 2. Shows the average of std, mean, minimum (min), maximum (max), and CV for SUV_{image}/SUV_{True} and $SUV_{cor.}/SUV_{True}$ under replicated experiments referred from Table 2.

Index	Std	Mean	Min	Max	CV
SUV_{image}/SUV_{True}	0.041	0.475	0.350	0.506	8.8%
$SUV_{cor.}/SUV_{True}$	0.006	0.507	0.496	0.522	1.2%

討 論

由於實驗假體體積與實際受檢者體差距甚大，且假體無法進行 ^{18}F -FDG 於活體細胞代謝、消化系統、泌尿系統之生理機能干擾探討。因此 SUV_{image} 或 SUV_{cor} 皆呈現與理論 SUV 有 2 倍以上的差距。然而，本研究局限於討論注射滲漏時，修正 SUV 值之探討。未來考慮對進行小動物活體實驗或對其他影響 SUV_{True} 之因素進行探討。

根據假體實驗，比較 RIT 與 RCT 比值，可明顯發現注射滲漏情形發生時，採用正子掃描儀影像之 SUV 計算公式，當漏針劑量比率越大，SUV 偏差越嚴重，而本研究所提出之修正公式則可避免漏針所帶來的影響。每一部輻射偵測儀之偵測效率皆有所不同，因此 (式 12) 或 (式 13) 之估計迴歸方程式，需要對不同偵測儀器進行實驗，再重新推估估計迴歸方程式。

結 論

本研究重點在於注射滲漏事件發生時，找出合理 SUV 修正方式。經由本研究提出之修正公式 SUV_{cor} ，不僅可以有效修正因漏針而低估之 SUV 值，同時該方亦具有簡單有效之特性。另外，根據假體實驗結果顯示，經由迴歸方法建構之 SUV 修正公式，亦具有穩健及誤差小優點，同時亦能提升正子斷層攝影影像定量之準確性。未來可將本方法應用至小動物實驗及臨床應用；同時也須考慮如何結合其他影響 SUV 因素，使修正模型能更完善。若能夠適當的將臨床上產生的現象或可能發生的影響因子考量於 SUV 計算公式中，方能夠更確地了解影像之臨床表現。

致 謝

作者感謝義大醫院給予本計劃之支持，計劃編號 EDAHT100009。

參考文獻

1. R. Minamimoto, N. Takahashi, T. Inoue. FDG-PET of patients with suspected renal failure: standardized uptake values in normal tissues. *Ann Nucl Med* (2007) 21:217-222.
2. P. E. Christian, D. Bernier, J. K. Langan. Nuclear medicine and PET: Technology and techniques. Fifth edition, Mosby (2004).
3. S. M. Srinivas, T. Dhurairaj, S. Basu, G. Bural, S. Surti, A. Alavi. A recovery coefficient method for partial volume correction of PET images. *Ann Nucl Med* (2009) 23:341-348.
4. E. P. Visser, M. E. P. Philippens, L. Kienhorst, L. Kienhorst, J. H. A. M. Kaanders, F. H. M. Corestens, et. al. Comparison of tumor volumes derived from glucose metabolic rate maps and SUV maps in dynamic ^{18}F -FDG PET. *J Nucl Med* (2008) 49:892-898.
5. R. L. Hong, J. Halama, J. Dombrowski, A. Sethi, M. Siddiqui, B. Emami. Correlation of PET SUV and CT window-level thresholds for target delineation in radiation treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (2007) 67:720-726.
6. C. D. Ramos, Y. E. Erdi, M. Gonen, E. Riedel, H. W. D. Yeung, H. A. Macapinlac, R. Chisin, S. M. Larson. FDG-PET standardized uptake values in normal anatomical structures using iterative reconstruction segmented attenuation correction and filtered back-projection. *Eur J Nucl Med* (2001) 28:155-164.
7. M. Hadi, S. L. Bacharach, M. Whatley, et. al. Glucose and insulin variations in patients during the time course of a FDG-PET study and implications for the "glucose-corrected" SUV. *Nucl Med Biol* (2008) 35:441-445.
8. D. Visvikis, C. C. LeRest, D. C. Costa, J. Bomanji, S. Gacinovic, P. J. Ell. Influence of OSEM and segmented attenuation correction in the calculation of standardized uptake values for ^{18}F FDG PET. *Eur J Nucl Med* (2001) 28:1326-1335.
9. C. J. Jaskowiak, J. A. Bianco, S. B. Perlman, J. P. Fine. Influence of reconstruction iterations on ^{18}F -FDG PET/CT standardized uptake values. *J Nucl Med* (2005)

- 46:424-428.
10. T. Bunyaviroch, T. G. Turkington, T. Z. Wong, J. W. Wilson, J. G. Colsher, R. E. Coleman. Quantitative effects of contrast enhanced CT attenuation correction on PET SUV measurements. *Mol Imaging Biol* (2008) 10:107-113.
 11. M. Khalaf, H. A. Nabi, J. Baker, Y. Shao, D. Lamonica, J. Gona. Relation between nodule size and 18F-FDG-PET SUV for malignant and benign pulmonary nodules. *J Hematol Oncol* (2008) 1:13.
 12. Nathan Hall, Jun Zhang, Robert Reid, Deborah Hurley and Michael Knopp. Impact of FDG extravasation on SUV measurements in clinical PET/CT. Should we routinely scan the injection site? *J Nucl Med* (2006) 47:115
 13. Kouichi Miyashita, Nobukazu Takahashi, Takashi Oka, Shinobu Asakawa, Jin Lee, Kazuya Shizukuishi, Tomio Inoue. SUV correction for injection errors in FDG-PET examination. *Ann Nucl Med* (2007) 21:607-613.

Corrected SUV of Injection Leakage: The Phantom Study

Pao-Ying Wang¹, Yung-Hui Huang², Tai-Been Chen^{2*}, Wei-Chang Du³,
Chia-Yi Liu¹, Wen-Hsiang Wan¹, Hue-Yong Chen¹

¹Department of Nuclear Medical, E-DA Hospital, Kaohsiung, Taiwan

²Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, I-Shou University, Kaohsiung, Taiwan

³Department of Information Engineering, I-Shou University, Kaohsiung, Taiwan

Abstract

Whole body ¹⁸F-FDG (2-[Fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose) imaging based on PET/CT (Positron Emission Tomography/Computer Tomography) is applied to observe tumor via measuring the distribution of glucose metabolism in tissue cell. The clinicians can design types of treatment planning and evaluation of curative effect through ¹⁸F-FDG PET. In general, the standardized uptake values (SUV_{True}) of lesions on PET/CT images are used to distinguish abnormal organs or tissues. However, there are numerous external factors to affect the accuracy of SUV. The influence of leakage dose on the calculation of SUV is rarely discussed in the literatures at present. This study utilizes regression approach to estimate the dosage of ¹⁸F-FDG by measuring the leakage dose of the ¹⁸F-FDG on PET/CT images. The corrected SUV (SUV_{cor}) obtained from the regression approach can remedy underestimated SUV calculated from image (SUV_{image}). The proposed method is robust and efficient to enhance the accuracy of SUV on PET/CT.

Key words: ¹⁸F-FDG, PET/CT, SUV, Dose calibrator, Regression approach

J Nucl Med Tech 2013;10:11-18

Received 3/11/2013; Accepted 5/27/2013

Corresponding author: Tai-Been Chen

Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, I-Shou University, Kaohsiung, Taiwan
824, No. 8, Yida Rd., Jiaosu Village Yanchao District, Kaohsiung City, Taiwan, (R.O.C.)

Tel: 886-7-6151100 ext. 7814 E-mail: chen.tb@gmail.com

設計最適化多能窗方法進行單光子電腦斷層掃描散射校正

王小卿¹ 陳輝墉¹ 王文祥¹ 陳泰賓² 黃詠暉²

¹ 義大醫院 核子醫學科

² 義守大學 醫學影像暨放射科學系

摘要

臨床上常用核子醫學心肌血流灌注造影評估冠狀動脈病變；但受到造影參數及受測者等因素干擾造成影像品質不佳影響診斷準確性，包括準直儀特性、核醫藥物種類、影像收集參數、接受掃描病患之身體密度與體積之影響，以及光子與物質作用之散射問題等。

因此本研究目的為探討心肌灌注造影能窗之最適化設定，利用半高全寬 (Full Width at Half Maximum, FWHM) 和訊號 / 雜訊比 (Signal to Noise Ratio, SNR) 作為影像品質評估工具，以尋求最佳化的能窗設定組合。設計 9 種造影能窗組合進行 ^{99m}Tc 假體原始資料之散射校正，再經由濾波反投影法 (Filtering Back-Projection, FBP) 進行影像重建；影像量化分析區域包括假體之球狀冷區 (Cold Spot)、熱區 (Hot Spot) 及影像均勻度 (Uniformity)。

分析結果顯示在假體之球狀冷區部分，其 FWHM 最佳組合設定為 3 個能窗分別為 126 ± 7 keV、140 ± 7 keV 以及 154 ± 7 keV；在假體之熱區部分，其 FWHM 最佳組合設定為 5 個能窗分別為 84 ± 14 keV、112 ± 14 keV、140 ± 14 keV、168 ± 14 keV 以及 196 ± 14 keV；在假體之影像均勻度部分，其 SNR 最佳組合設定為 1 個能窗 140 ± 10.5 keV。經由本研究最適化能窗設定之探討發現，對於熱區 (即活性較高區域) 必須設定較多能窗方能降低散射干擾同時提高影像 SNR，未來將進一步探討活體實驗，針對熱區執行影像品質與降噪之探討，期能提昇診斷準確性。

關鍵詞：單光子射出電腦斷層攝影、散射校正、能窗設定、半高全寬、訊號 / 雜訊比、濾波反投影法

核醫技學誌 2013;10:19-26

前言

核子醫學造影檢查主要是利用放射性同位素及其所要標定的藥物，經靜脈注射或口服方式進入到體內，來做為示蹤劑 (Tracer)，並依據不同藥物的分佈特性聚集至該特定組織器官，得以觀察到人體代謝及生理功用的狀態。同時，放射性同位素標定的藥物在標的目標組織器官 (Target) 會隨著代謝聚集活性並持續產生衰減情形，此衰減的過程中會不斷地釋放出加馬射線 (Gamma Rays)，再經由閃爍造影儀偵測接收訊號而獲得診斷影像。

心臟病一直是我國國民十大死因之一，其中又以冠狀動脈性心臟疾病 (Coronary Artery Heart Disease, CHD) 為最常見的一種，即所謂的冠心病，指的是分布在心臟表面的冠狀動脈產生粥狀硬化所造成的疾病，一般而言年紀越大，患心臟病的機會越高，且由於飲食型態西化加上生活習慣，在台灣冠心病盛行率逐年提高，更值得注意的是，根據資料顯示心臟疾病有越來越年輕化趨勢，故不能忽視。

隨著電子科技進步，單光子射出電腦斷層攝影儀 (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 不斷地改進，近幾年單光子射出電腦斷層攝影儀 / 電腦斷層 (SPECT/CT) 已成為核醫界普遍使用之臨床診斷工具之一，因此對於診斷影像品質的提升也具有急迫性。心肌血流灌注造影檢查主要是提供心血管的功能性影像，以偵測冠狀動脈病變。國內已普遍用此檢查方式

102 年 12 月 5 日受理；102 年 12 月 20 日刊載

通訊作者：黃詠暉

義守大學 醫學影像暨放射科學系

高雄市燕巢區角宿里義大路 8 號

電話：07-6151100 轉 7818 電子信箱：yhhuang@isu.edu.tw

來做為診斷冠心病等相關疾病的最有效非侵襲性 (Non-Invasive) 檢查項目之一。檢查所需的放射性同位素藥物，從早期傳統鉍-201 (^{201}Tl)，到目前在歐美國家已成為主流的 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Sestamibi 及 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Tetrofosmin 示蹤劑。由於新的造影藥物繼續研發、儀器改良與造影技術的進步，使得心肌血流灌注造影能呈現心血管功能影像。由於每種同位素所釋放出的加馬射線都具有特定能量，經由能峰設定閃爍造影儀即可記錄特定的能譜分佈資訊。但受到造影儀本身之內在因素：如準直儀特性、核醫藥物種類、影像收集參數等及接受掃描病患之外在因素：如人體密度、體積與組織等之影響，加上加馬光子經由體內穿透至體外之過程中與物質作用所存在之固有散射問題，經常發生散射事件 (Scattering Events)，使得影像具有高雜訊，因此若能改善降低這些因素，這不僅對於影像品質有很大提升，也降低了輻射劑量。

在過去幾十年，許多學者對散射校正 (Scatter Correction) 的問題，有相當多的探討，根據文獻資料，對於核醫造影散射的問題，其校正方法有 (1) 能窗法：雙能窗法 (Dual Energy Window)、三能窗法 (Triple Energy Window) [1,2] (2) 數學模擬演算法 (Mathematical Simulated Algorithms) [3-6] 等。前者所提及的散射校正方法以臨床應用為主，後者所提的散射校正方法，因其數學演算冗長、繁雜且有模型選用之困難，故在臨床應用上並不普及。然而，目前造影儀器廠商所提供之處理介面系統 (e-soft Workstation)，其修改能窗設定以及散射校正等功能較為簡易，並可藉由不同參數之設定來評估與影像品質之關聯性。

為了改善影像品質，有些學者嘗試利用一些公式、演算法來作衰減校正、散射校正等，而散射校正的相關問題也被很多學者拿來作探討 [7-9]。因核醫造影是利用核種衰變過程所產生的加馬射線進行造影，但這些釋放出來的光子，由於經過人體組織、準直儀的衰減，甚至產生散射光子，因此臨床常用要準直儀來限制造影的範圍，以去除不必要的散射線光子；此外，原廠亦提供套裝軟體來改善散射問題，在可調整參數上，能量尖峰之選擇 (Energy Peaking)、能窗的設定 (Energy Window Setting)、能窗寬 (Energy Window Width)、能窗寬個數 (Energy Window Number) 等，皆與影像品質有關。因此尋求更客觀的能窗設定組合，以提高影像品質。

材料與方法

實驗假體

利用 Biodex Medical System 公司生產的 Jaszczak 假體做為本次研究之實驗假體，Jaszczak 假體是以壓克力材料製成、內徑規格為 $21.4 \times 18.6 \text{ cm}$ 、外壓克力壁厚為 6.4 mm 、內含二層結構：分別為 Cold Rod 嵌入層 (高 8.8 cm) 及 Cold Sphere 基底層 (高 12.7 cm)。空心柱狀 (即熱區) 直徑尺寸分別為 4.8 mm 、 6.4 mm 、 7.9 mm 、 9.5 mm 、 11.1 mm 、 12.7 mm ，而實心球狀 (即熱區) 直徑尺寸分別為 9.5 mm 、 12.7 mm 、 15.9 mm 、 19.1 mm 、 25.4 mm 、 31.8 mm ，在假體內灌入 $25\sim 30 \text{ mCi}$ 的 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 放射性液體並充分混和後，可提供假體直線射源、均勻度和各種直徑之熱區或冷區的影像。

能窗設定法 (Energy Window Setting)

核醫使用的放射性同位素有數十種，而每一種核種都有其特有的放射能峰，針對各個核種特有的能峰 (Energy Peak)，設定合適能窗 (Energy Window)。本研究使用之核種為 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ，而商業用之加馬閃爍造影儀其能窗設定數量至多能設立六個；因此，對於光子散射校正，是以核種之主能窗 (Primary Window) 為主，並在其左右兩側對稱設定數個能窗。本研究針對能窗數目 (Number of Energy Window) 設定進行實驗；分別為一個能窗、三個能窗和五個能窗進行收集光子；而能窗寬 (Energy Window Width) 的選擇則以臨床造影條件為基礎進行實驗，其設定上分別為主能窗的 10% 、 15% 、 20% 為條件。

如圖一所示，將 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 之主能窗 A 設為 140 keV ，能窗寬 (X) 設為 10 ，所以會擷取到 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 特定能峰值。當能窗個數為 3 時 ($k = 3$)，此時在主能窗 A 左右兩邊各設一組能窗，即散射能窗 B、C，並且依能窗寬 (X) 三種不同範圍 (10% 、 15% 、 20%) 完成能窗設定的三組條件。當能窗數為 5 時 ($k = 5$)，此時在主能窗 A 左右兩邊各設兩組能窗，即散射能窗為 B、C、D、E，並且依能窗寬 (X) 三種不同範圍 (10% 、 15% 、 20%) 完成三個能窗設定，而本實驗設計之主能窗 A 及散射能窗 B、C、D、E 之範圍定義如表一所示。

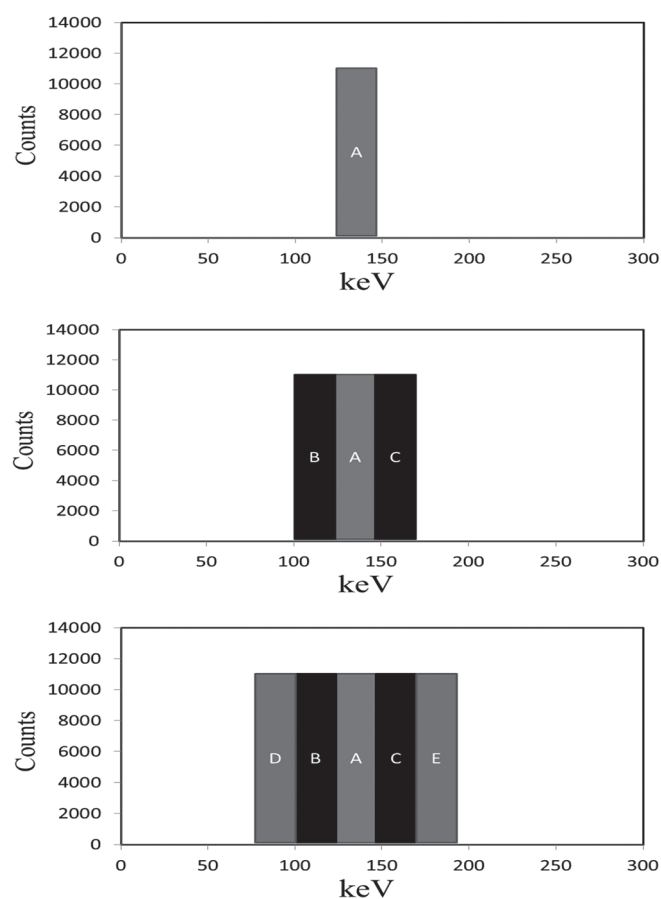
影像收集

本研究使用西門子雙偵測頭加馬閃爍攝影儀 (SIEMENS Gamma Camera e.cam) 進行 Jaszczak 假體實

驗，搭配 SIEMENS e.soft Workstation 及低能量高解析度平行式鉛柵準直儀，影像設定規格為 64×64 矩陣大小，並使用平行 180° 的雙偵測頭旋轉角度 360° ，以步繞法 (或稱步進法, Step and Shoot Mode, SSM) 方式收集所得之 SPECT 斷層影像。為符合臨床造影需求，每一偵測頭 (Detector Head) 收集 32 張影像 (32 View/Head)，每旋轉 6° 收集一張投影，且每個投射角度造影時間為 20 秒 (20 Sec/View)，共收集 64 個投射角度 (Projections)。

影像重組

由於本實驗以探討改變散射能窗寬幅及能窗個數 (k



圖一 能窗寬、能窗個數暨主能窗、散射能窗之組合；其中 (A) 表示單一能窗個數 ($k = 1$)，其能窗寬 (X) 設計為 10%、15% 或 20%；(B) 表示能窗個數 ($k = 3$)，能窗寬 (X) = 10%、15% 或 20%；(C) 表示能窗個數 ($k = 5$)，能窗寬 (X) = 10%、15% 或 20%。A 代表主能窗；B、C、D 和 E 代表散射能窗。其中 X 軸表 γ -ray 能量 (keV)；Y 軸表 γ -ray 數目 (Counts)。

= 3 和 $k = 5$) 的收集條件，其整個實驗設計流程如圖二所示。當能窗個數 $k = 3$ 時，則產生 $64 \times 3 = 192$ 個投影；當能窗個數 $k = 5$ 時，總共收集 $64 \times 5 = 320$ 個投影。每組能窗組合重複實驗三次，因此可得到 $9 \times 3 = 27$ 組的影像。每組投影影像經由濾波反投影演算法 (Filtered Back Projection, FBP) 重建出斷層影像，再利用感興趣區域 (Region of Interest, ROI) 的選取，萃取影像定量值，最後經統計方法分析驗證其結果，找出最佳化的 SPECT 影像能窗組合設定參數。當影像造影完成後，需先利用影像減贅方法進行投影資料散射校正，即主能窗資料 ($X^{\text{Primary Window}}$) 與其他能窗資料 ($X_i^{\text{Scatter Window}}$) 相減 (公式 (1))。經影像減贅及散射校正所得的資料 (X_{correct}) 再經過濾波反投影法 (Filtered Back Projection, FBP)：亦稱 Inverse Radon Transform，臨床核醫目前使用最廣泛的重組方式，其優點為普遍、電腦運算快。重建得到每一切面之斷層影像如圖三所示 [10]，才能獲得重建之斷層影像並進行影像定量分析。

$$X_{\text{correct}} = X^{\text{Primary Window}} - \sum_{i=1}^K X_i^{\text{Scatter Window}} \quad (1)$$

統計分析

對 FBP 重建影像之冷區 (Cold Spot)、熱區 (Hot Spot) 以及均勻度 (Uniformity)，分別計算半高全寬 (FWHM)、信號 / 雜訊比 (SNR)；再以 Error Plot 分析及變異係數分析方法，評估冷區 (Cold Spot)、熱區 (Hot Spot) 以及均勻度 (Uniformity)，在不同能窗寬和能窗個數設定組合下，找出最接近假體之半高全寬及最大 SNR 之組合。

結果

經量化取得之冷區 (Cold Spot)、熱區 (Hot Spot) 和均勻度 (Uniformity) 之影像特徵，其平均數與標準誤差如表二所示。經 Error Plot 分析顯示平均值與 2 倍標準差之特性如圖四所示，Cold Spot 在 X 軸座標能窗寬，其相對應的 FWHM 平均數，當能窗寬為 10% 時，其 FWHM 的平均數最小，意即最接近假體真實值；另外 Cold Spot 在 X 軸座標能窗數，其相對應的 FWHM 平均數，當能窗數為 1 時，其 FWHM 的平均數最小。在 Hot Spot 於 X 軸座標能窗寬，其相對應的 FWHM 平均數，當能窗

表一 99m-Tc 主能峰為 140 keV，本實驗中設計之主能窗 A 及散射能窗 B、C、D、E 之範圍定義

能窗個數 (k)	能窗寬 (X)	散射能窗 D (keV)	散射能窗 B (keV)	主能窗 A (keV)	散射能窗 C (keV)	散射能窗 E (keV)
k = 1	10%			133.0~147.0		
	15%			129.5~150.5		
	20%			126.0~154.0		
k = 3	10%		119.0~132.9	133.0~147.0	147.0~160.9	
	15%		108.8~129.1	129.5~150.5	153.3~174.6	
	20%		96.5~125.4	126.0~154.0	154.6~183.3	
k = 5	10%	105.2~118.7	119.0~132.9	133.0~147.0	147.0~160.9	161.2~174.7
	15%	87.2~108.7	108.8~129.1	129.5~150.5	153.3~174.6	174.8~197.1
	20%	68.0~95.9	96.5~125.4	126.0~154.0	154.6~183.3	184.1~211.8

備註：能窗個數以 k 表示，能窗寬以 X 表示，當 k = 1，即主能窗 A，則 X = 10%、15% 或 20%；當 k = 3，即主能窗 A 和散射能窗 B、C，則 X = 10%、15% 或 20%；當 k = 5，即主能窗 A 和散射能窗 B、C、D、E，則 X = 10%、15% 或 20%。

寬為 20% 時，其 FWHM 的平均數最小；另外 Hot Spot 在 X 軸座標能窗數，其相對應的 FWHM 平均數，當能窗數為 5 時，其 FWHM 的平均數最小。在 Uniformity 於 X 軸座標之能窗寬，其相對應的 Uniformity 平均數，當能窗寬為 20% 時，其 Uniformity 的平均數最大；另外 Uniformity 在 X 軸座標之能窗數，其相對應的 Uniformity 平均數，當能窗數為 1 時，其 Uniformity 平均數最大。

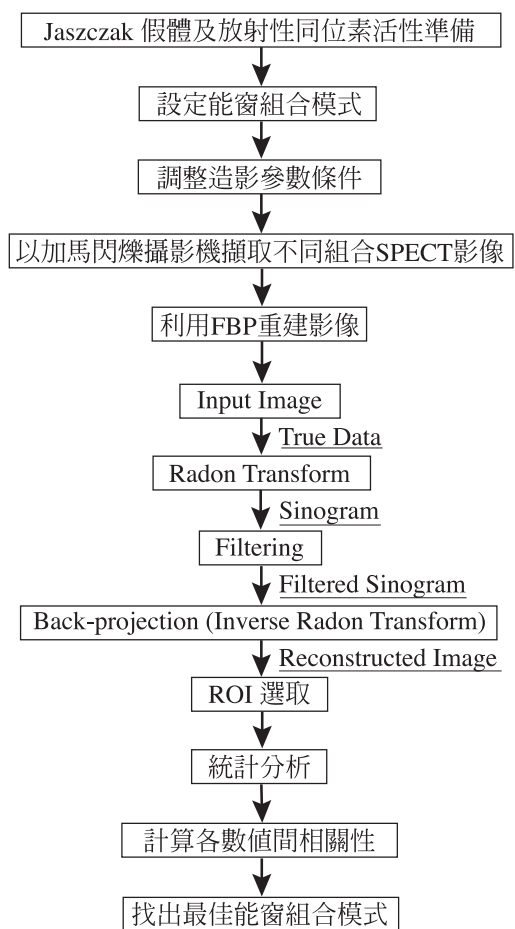
另外實驗變異係數分析 (Analysis of Variance, ANOVA) 結果顯示於表三。Cold Spot 經 ANOVA 分析結果，顯示其 FWHM 對於能窗寬 (X)、Energy 或能窗寬 (X)* 能窗個數 (k) 相互間的交叉影響，其 P-value > 0.05 均無顯著性。而 Hot Spot 經 ANOVA 分析結果，顯示其 FWHM 對於能窗寬 (X) 之間的影响並無顯著性差異 (P-value > 0.05)，而 FWHM 對於能窗個數 (k) 之間及對於能窗寬 (X)* 能窗個數 (k) 相互間的交叉影響，其 P-value < 0.05，皆具有顯著性差異。另外，Uniformity 經 ANOVA 分析結果，顯示其 FWHM 對於能窗寬 (X) 之間及能窗個數 (k) 之間的影响，皆具有顯著性差異 (P-value < 0.001)，而 FWHM 對於能窗寬 (X)* 能窗個數 (k) 間的交叉影響，並無顯著性差異 (P-value > 0.05)。

結 論

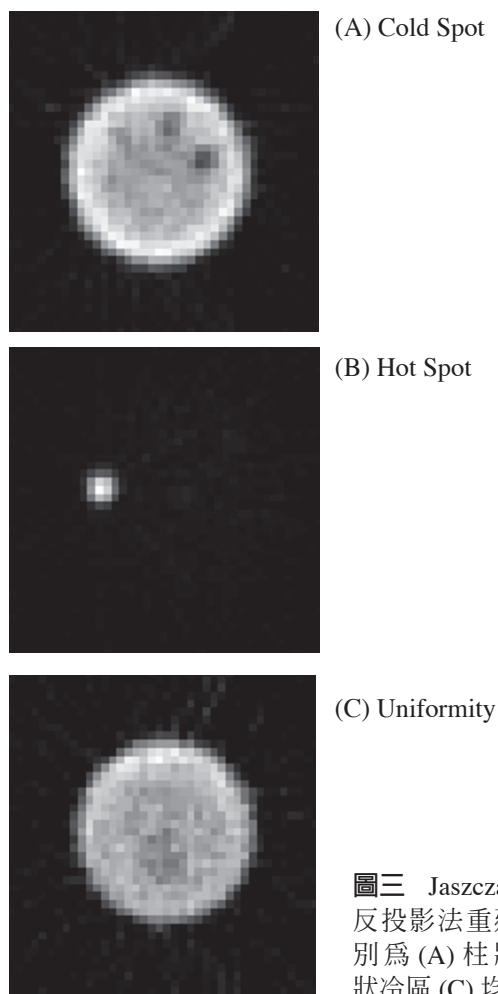
本研究經由能窗設定法，在不同能窗寬 (X) 和能窗個數 (k) 設定組合之下所收集的影像，經重組後的斷層影像 Cold Spot、Hot Spot 及 Uniformity，配合 Error-Plot 分析及 ANOVA，可以歸納出最佳化之能窗設定組合。

本假體實驗結果顯示，欲取得最佳化 Cold Spot 的影像，在能窗設定組合下，其最適化的條件為能窗寬為 10% 且能窗數為 3；欲取得最佳化 Hot Spot 的影像，其最適化的條件為能窗寬為 20% 和能窗數為 5。另外，欲取得最佳化 Uniformity 的影像，其最適化的條件為能窗寬為 15% 和能窗數為 1。

本研究之結果或許能提供核子臨床醫學造影之參考，如 Cold Spot 或 Hot Spot 假體實驗之臨床應用，或能應用於甲狀腺造影檢查，其影像異常表現常以 Cold Spot 或 Hot Spot 的方式呈現；而 Hot Spot 假體實驗在臨床應用上，或能應用於腫瘤偵測、腺瘤增生、癌症骨轉移等檢查，因其影像上常以 Hot Spot 的方式表現；另外 Uniformity 假體實驗在臨床應用上，其影像品質是以 SNR 表示，以常見的造影方式 SPECT 為主，可用來提高影像相鄰組織的對比度，常見的檢查例如心肌血流灌



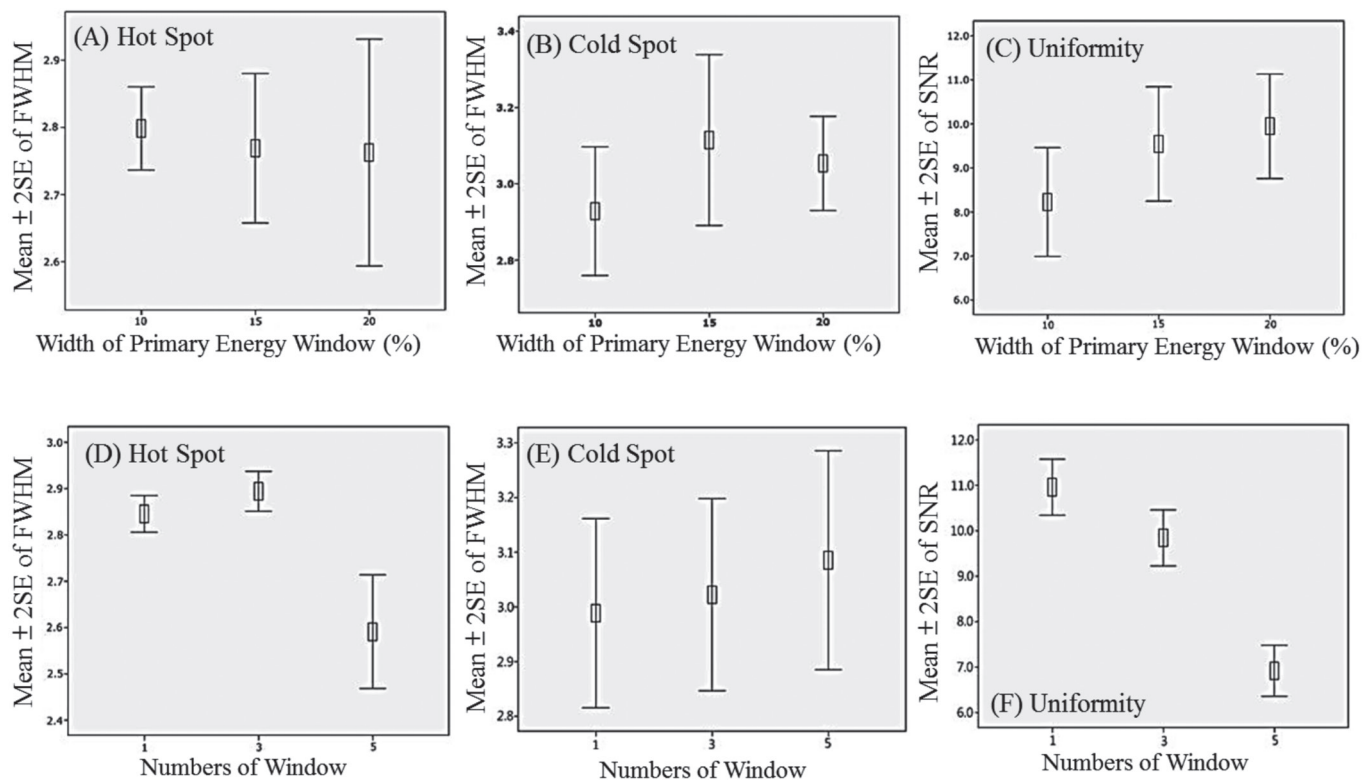
圖二 實驗流程圖



圖三 Jaszczak 假體之濾波反投影法重建之影像，分別為 (A) 柱狀冷區 (B) 球狀冷區 (C) 均勻度。

表二 利用 Jaszczak Phantom 實驗取得影像 Uniformity、Hot Spot、Cold Spot 其平均數與標準誤差

能窗寬 (X)	能窗個數 (k)	Cold Spot (FWHM)		Hot Spot (FWHM)		Uniformity (SNR)	
		平均數	標準誤差	平均數	標準誤差	平均數	標準誤差
10%	1	3.01	.39	2.80	.01	9.98	.17
	3	2.79	.22	2.85	.02	8.84	.17
	5	2.98	.13	2.75	.16	5.85	.28
15%	1	2.96	.27	2.82	.04	11.49	1.04
	3	3.28	.03	2.90	.09	9.88	.54
	5	3.10	.55	2.58	.13	7.26	.26
20%	1	2.99	.21	2.91	.04	11.40	.35
	3	2.99	.21	2.93	.05	10.80	.43
	5	3.18	.10	2.44	.15	7.63	.22



圖四 球狀冷區 (Cold Spot)、直線射源熱區 (Hot Spot) 和均勻度 (Uniformity) 於不同能窗寬 (A-C) 和能窗數 (D-F) 組合下之誤差長條圖。Mean 代表平均值；SE (Standard Error, SE) 代表標準誤差。

表三 球狀冷區 (Cold Spot) 直線射源熱區 (Hot Spot) 之 FWHM 及均勻度 (Uniformity) 之 SNR 於能窗寬 (X) 和能窗個數 (k) 二因子之變異數分析 (Analysis of Variance, ANOVA)

因子	Cold Spot (FWHM)	Hot Spot (FWHM)	Uniformity (SNR)
能窗寬 (X)	0.368	0.698	< 0.001
能窗個數 (k)	0.757	< 0.001	< 0.001
能窗寬 (X) * 能窗個數 (k)	0.501	0.009	0.475

注造影檢查、腦部多巴神經元 (TRODAT-1) 斷層造影、腎臟 (DMSA) 斷層造影等。

本研究除了探討 Cold Spot、Hot Spot 和 Uniformity 假體之影像最佳化能窗設定組合，期望未來能增加實際臨床造影分析。雖然影像重建後其斷層切面仍無法獲得較佳解析度，未來希望能擷取在改變不同活度或造影參數條件下的最佳重組影像。

References

1. King M. A., Hademenos G. J., Glick S. J., A Dual-Photopeak Window Method for Scatter Correction. *J Nucl Med* 1992;33:605-612.
2. Ichihara T., Ogawa K., Motomura N., Kubo A., Hashimoto S., Compton Scatter Compensation Using the Triple-Energy Window Method for Single-and Dual-

- Isotope SPECT. *J Nucl Med* 1993;34:2216-2221.
3. Jaszczak R. J., Coleman R. E., Starmer C. F., Nolte L. W., Analysis of SPECT Including Scatter and Attenuation Using Sophisticated Monte Carlo Modeling Methods. *IEEE Trans. Nucl Sci* 1982;29(1):506-511.
 4. Floyd C. E., Jaszczak R. I., Harris C. C., Greer K. L., Coleman R. E., Monte Carlo Evaluation of Compton Scatter Subtraction in Single Photon Emission Computed Tomography. *Med Phys* 1985;12:776-778.
 5. Floyd C. E., Jaszczak R. I., Harris C. C., Coleman R. E., Energy and Spatial Distribution of Multiple Order Compton Scatter in SPECT: A Monte Carlo Investigation. *Phys Med Biol* 1984;29:1217-1230.
 6. Zhenghong L., Michael L., Raymond F. M., Marc S. B., Usefulness and Pitfalls of Planar γ -Scintigraphy for Measuring Aerosol Deposition in The Lungs: A Monte Carlo Investigation. *J Nucl Med* 2001;42(7):1077-1083.
 7. Kojima A., Takaki A., Noguchi T., Matsuoto M., Katsuda N., et al, Optimum Energy Window Setting on Hg-201 X-rays Photopeak for Effective Tl-201 Imaging. *Ann Nucl Med* 2005;19(7):541-547.
 8. Jianbin X., Tim C. D. W., Wojciech Z., Steven G. S., Freek J. B., Evaluation of 3D Monte Carlo-Based Scatter Correction for Tl-201 Cardiac Perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2007;48:637-644.
 9. Kalantari F., Rajabi H., Yaghoobi N., Optimized Energy Window Configuration for Tl-201 Imaging. *J Nucl Med Technol* 2008;36:36-43.
 10. Shuozhong W., Zhen F., Progress in Acoustic Diffraction Tomography Research. *Technical Acoustics* 2010;29(2).

Design the Adapted Energy Window Setting for SPECT Image Scatter Correction

Hsiao-Ching Wang¹, Huei-Yong Chen¹, Wen-Hsyang Wang¹,
Tai-Been Chen², Yung-Hui Huang²

¹*Department of Nuclear Medicine, E-Da Hospital*

²*Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, I-Shou University*

Abstract

Using multi-angle single-photon emission computed tomography technology (SPECT) to detect target organ is the most common examination in nuclear medicine. Due to the imaging instrument intrinsic factors: such as collimator characteristics, radioactivity isotope type, image acquisition parameters et al. and patients' internal factors: such as body density, body volume et al. The addition of scattering from photons interaction with materials is existence, thereby affecting the image quality and diagnostic accuracy. The purpose of this study was to investigate the adapted of energy window settings on SPECT imaging. The standard Jaszczak phantom had used, and injected into 25 to 30 mCi ^{99m}Tc. During the single photon emission computed tomography phantom scan, total of nine combinations of energy window setting were arranged. The Filter Back Projection (FBP) method was used to reconstruct images. The quantification areas of phantom images are Cold Spot, Hot Spot and Uniformity. The results of image quantitative analysis are: the optimized value in the Cold Spot phantom was ten percentages of energy window width and energy window number is 3. The Hot Spot phantom was twenty percentages of energy window width and energy window number is 5. The Uniformity phantom was fifteen percentages of energy window width and the energy window number is 1. Image extraction analysis to investigate the optimization of energy window settings can really find out the adapted combinations. Through this study, optimization of energy window settings, that can increase the image quality and diagnostic accuracy.

Key words: SPECT, Scatter correction, Energy window setting, FWHM, Signal-to-noise ratio, Filter back projection

J Nucl Med Tech 2013;10:19-26

Received 12/5/2013; Accepted 12/20/2013
Corresponding author: Yung-Hui Huang
Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, I-Shou University
824, No. 8, Yida Rd., Jiaosu Village Yanchao District, Kaohsiung City, Taiwan, (R.O.C.)
Tel: 886-7-6151100 ext. 7818 E-mail: yhuang@isu.edu.tw

消毒劑應用於醫用迴旋加速器中心之效能及驗證

黃昇嘉 林秀鈴 廖曉薇 陳輝墉 許耘萱

義大醫療財團法人義大醫院 核醫科

爲了增進正子斷層掃描製劑產品品質並降低產製流程中遭微生物污染的風險，本研究評估數種消毒劑應用於本院醫用迴旋加速器中心潔淨室環境分離菌殺菌效力，其測試流程參考歐洲標準化第 216 技術委員會制訂之 EN1276 懸浮液測試標準規範並修訂之使符合現場作業所需。消毒劑測試流程包括：(1) 消毒劑的殺菌力評估 (2) 消毒劑的環境驗證。選用的消毒劑 (Spor-Klenz 孢子殺菌劑) 能有效的降低待測菌株白色念珠菌 *Candida albicans* (ATCC 10231)、枯草桿菌 *Bacillus subtilis* (ATCC 6633) 及潔淨室分離菌達 5 log 以上，結果顯示 Spor-Klenz 孢子殺菌劑爲本中心環境分離菌之有效殺菌劑，經本中心實際使用於環境清潔時候環境監測結果符合法規標準。

關鍵詞：消毒劑、懸浮液測試、潔淨室、醫用迴旋加速器

核醫技學誌 2013;10:27-32

前言

醫用迴旋加速器中心雖非爲「持有藥品許可證之西藥製劑製造工廠」，爲了提供安全無污染的藥品給臨床使用，在製藥潔淨室 (cleanroom) 的環境衛生方面據 TFDA 制定之「斷層掃描用正子放射同位素調製作業要點」(以下簡稱調製作業要點)[1] 於現場查核時仍須以此調製作業要點爲查核標準。根據 TFDA 公告「無菌操作

作業指導手冊」[2] 中建議：「用於潔淨室的消毒劑之合適性、有效性與使用限制亦需加以評估。消毒劑的配製必須確認爲無菌的，且須在一定的時間內使用。經常使用的消毒劑必須對一般得自於設施的微生物有效……有效的消毒 (disinfectant) 計畫應包括殺孢子劑的使用」。PIC/S GMP 指導手冊附則一 [3] 亦說明：「在選用或使用消毒劑時，應採至少一種以上的消毒劑輪替使用，同時爲了檢測抗性菌株的產生，更應進行定期監測」。然而一般醫用迴旋加速器中心的製藥室規模遠小於藥廠，囿於場地與人力之限制，製藥潔淨室只採用具廠商證明 (certificate of analysis, COA) 的產品，因此購入之消毒劑可視爲是合格的。然而採用合格的產品並不一定保證有合格的消毒效果，因爲消毒劑使用時的稀釋泡製、過濾、對現場環境分離菌株的效能皆可能影響消毒的效果。在 PIC/S GMP 的精神中，用於潔淨區域的消毒劑之適用性、有效性與使用限制的評估不得僅仰賴於最終環境測試的結果，更須注重使用前自源頭的控管，才能確保藥品品質。

爲了能更確實的評估消毒劑在迴旋加速器中心潔淨室消毒作業中所扮演的角色，建立一套針對醫用迴旋加速器中心環境分離菌的消毒劑殺菌力評估之標準流程是必須的。目前國內並無公告之潔淨室用消毒劑消毒試驗標準方法，在美國藥典 USP1072 (United States Pharmacopeia) [4] 中消毒劑殺菌效力評估規範主要制訂單位爲美國國際分析化學家學會 (Association of Official Analytical Chemists, AOAC)；在歐洲則由歐洲標準化第 216 技術委員會 (European Committee for Standardization, technical committees TC 216, CEN-TC216) 制訂。CEN-TC216 將殺菌劑之測試規範區分爲三階段 (phase)：第一階段爲一簡單之懸浮液測試 (suspension test)，目的爲測試消毒劑本身殺滅微生物的能力。第二階段主要模擬消毒劑實際應用的情形，實驗室分兩步 (two step) 進行，

102 年 12 月 9 日受理；102 年 12 月 23 日刊載

通訊作者：許耘萱

義大醫療財團法人義大醫院 核醫科

824 高雄市燕巢區義大路 1 號

電話：07-6150011 轉 257167 傳真：07-6151265

電子信箱：edps900002@gmail.com

第一步為擴展懸浮液消毒實驗，在消毒系統中加入各種干擾物質如有機物及硬水，測試某消毒劑產品是否仍然具有殺滅微生物的作用，第二步為模擬消毒劑使用於物體表面時，殺滅微生物的效能。以應用於環境消毒為例，第二階段第一步及第二步殺菌能力評估規範分別為 EN1276 [5] 及 EN13697 [6]。關於殺孢子劑之效能試驗，則敘述於 EN13704 中。第三階段則為現場消毒試驗，目前尚無公告之規範。由於根據歐洲標準化委員會規範進行之試驗流程較符合現場作業需求，且為了能將研究成果更好的跟 PIC/S GMP 結合，本研究將參考美國藥典 1072 之標準，以 CEN-TC216 所訂定之消毒劑的殺菌活性評定用定量懸浮試驗之試驗方法 (EN 1276) 作為主軸，並參照國內外相關文獻及現場實際作業需求，建立一套適用於迴旋加速器中心之潔淨室用消毒劑殺菌力評估之標準流程，並以現場實際使用之消毒劑以及其他幾種醫療院所及坊間藥廠常用的消毒劑進行流程測試，供迴旋加速器中心製藥潔淨室評估及使用消毒劑之依據。

材料與方法

材料

含過濾膜塑膠濾杯 (濾膜孔徑 0.45 μm)、Spor-Klenz 孢子殺菌劑 (STERIS, USA)、Sodium dichloroisocyanurate (NADCC) 消毒錠、70% 無菌酒精、大豆分解蛋白質 - 乾酪素培養基 (啓新生物科技有限公司, 台灣)、硫醇乙酸鹽培養基 (啓新生物科技有限公司, 台灣)、A 液 (滅菌之 0.1% 蛋白胍稀釋液 0.1% peptone diluent)，配置方法：取蛋白胍 1 g 溶於蒸餾水，使成 1,000 mL，分裝於稀釋用容器中，經 121 滅菌 15 分鐘，最終 pH 值為 7.1 \pm 0.2。

消毒劑之泡製及使用

本實驗目前所使用的測試消毒劑共有三種，分別為 70% 無菌酒精、Sodium dichloroisocyanurate (NADCC) 消毒錠及 Spor-Klenz 孢子殺菌劑。70% 無菌酒精為液狀室溫儲存之消毒劑，不需任何配製與泡製程序可立即使用；NADCC 消毒錠為白色錠狀藥品，使用前以無菌蒸餾水泡製並過濾後使用；Spor-Klenz 孢子殺菌劑為液狀儲存於室溫之濃縮劑，使用前先以經驗證為無菌之工具及無菌蒸餾水稀釋再作測試。其中酒精為廣泛使用之中程度消毒劑，NADCC 消毒錠的殺菌原理為釋出有效氯殺菌最終分解產物為低毒性的氰尿酸鈉鹽。Spor-Klenz 孢子殺菌劑殺菌成份為雙氧水及醋酸組成之過醋酸 (peracetic acid)，殺菌的作用機轉在於釋出自由氧及氫基，最終分解產物為氧氣、水及醋酸。測試用消毒劑相關說明如表 1 所示。

無菌試驗

消毒劑使用於製藥潔淨室前須被確認為無菌的。無菌試驗依中華藥典規範以微孔濾膜過濾法進行。測試方法如下：泡製或稀釋完成之消毒劑過濾分裝後，取 500 mL 消毒劑以可拋式濾杯進行過濾，接著加入 A 液沖洗濾膜或滅菌沖洗用水進行潤洗三次，每次 100 mL，以無菌操作法取出微孔濾膜，分取一半移置於 100 mL 大豆分解蛋白質 - 乾酪素培養基中，另一半濾膜移置於 100 mL 硫醇乙酸鹽培養基中。硫醇乙酸鹽培養基於 32.5 \pm 2.5°C 培養，大豆分解蛋白質 - 乾酪素培養基於 22.5 \pm 2.5°C 培養，分別連續觀察 14 日以上，並判斷是否有微生物生長。

表 1. 消毒劑種類

消毒劑	作用原理 [7]	使用濃度
乙醇	凝固細菌蛋白質與溶解脂質	70%
NADCC 消毒錠	釋出有效氯做為自由基破壞微生物酵素活性	2,000 mg/L (有效氯 1,000 mg/L)
Spor-Klenz 孢子殺菌劑	綜合性消毒劑包括過氧乙酸、過氧化氫及醋酸，釋出自由基破壞微生物酵素活性及影響細菌核糖體	1%

微孔濾膜過濾法抑菌性及抑黴菌性試驗

消毒劑以微孔濾膜過濾器過濾，並以 A 液沖洗濾膜三次，每次 100 mL，將適當微生物 (少於 100 CFU) 加入最後一次沖洗液中。並於另一過濾器以無菌蒸餾水代替檢品，重複步驟，作為陽性對照組。隨後以無菌操作法取出微孔濾膜，分取一半移置於 100 mL 大豆分解蛋白質 - 乾酪素培養基中，另一半濾膜移置於 100 mL 硫醇乙酸鹽培養基中，並於規範的培養條件下培養不超過七日，試驗組之培養結果應與陽性對照組以目視比較之結果相當。

生物負荷試驗

過濾前自配消毒劑以微生物限量檢查法測試其生物負荷。若於試驗中發現微生物生長，則須進行微生物之鑑定，並考量使用此消毒劑之風險，避免引入不易清除之菌種進入製藥潔淨室中，影響製藥品質。

消毒劑殺菌力驗證

測試之菌株為白色念珠菌 *Candida albicans* (ATCC 10231)、枯草桿菌 *Bacillus subtilis* (ATCC 6633) 及潔淨室分離菌。取菌液 1 mL、干擾液 (Interfering substances, 0.3% BSA) 加入待測液 8 毫升，分別反應 5 分鐘、10 分鐘及 15 分鐘，取反應液 0.1 mL 以上述微孔濾膜法進行過濾及清洗，以無菌鑷子取出過濾後之濾膜放入培養基上，於 $32.5 \pm 2.5^\circ\text{C}$ 下培養 48 ± 3 小時後觀測結果。

製藥潔淨室之環境驗證

環境驗證依據現行藥品優良製造規範空調系統確效作業指導手冊進行。以環境落下菌監測結果為代表，進行環境落下菌監測時，以模擬動態方式執行，取 SCD 培養基打開蓋子，水平靜置於可將培養基完全曝露於適當之操作區域內，持續作業 1 小時，作業完成後，將 SCD 之蓋子蓋上，並且倒置，置於 $22.5 \pm 2.5^\circ\text{C}$ 培養箱培養五天，再移至 $32.5 \pm 2.5^\circ\text{C}$ 培養箱培養三天，每天記錄觀察之結果。

結果

環境分離菌株資料庫的建立及菌種鑑定結果如下表 2 所示。微孔濾膜過濾法抑菌性及抑黴菌性試驗之結果與陽性對照組培養結果相當，顯示在此實驗條件下，消毒劑本身之抑菌性及抑黴菌性不影響試驗之可信度。本實驗經泡製後消毒劑於使用前之無菌試驗及生物負荷試驗之培養結果均為陰性。結果如表 3 所示。Spor-Klenz 孢子殺菌劑殺菌效力如表 4 所示。結果顯示其作用能殺滅 10^5 CFU/mL 以上的受試微生物，包括標準菌株白色念珠菌 *Candida albicans* (ATCC 10231)、枯草桿菌 *Bacillus subtilis* (ATCC 6633) 及潔淨室分離菌 Isolate 1 (*Bacillus* species)、Isolate 2 (*Micrococcus* species) 以及 Isolate 3 (*Pseudomonas* species) 等，符合 EN 1276 標準規範所定義消毒劑具有殺菌效力之判定。製藥潔淨室每週使用消毒清潔劑清潔後至少一小時以上，進行環境落下菌監測，結果紀錄如表 5。測試結果顯示 Spor-Klenz 經

表 2. 醫用迴旋加速器中心環境分離菌株調查

取樣位置	菌 株 種 類
D 級區	<i>Staphylococcus epidermidis</i> (表皮葡萄球菌)、 <i>Micrococcus</i> spp.、 <i>Bacillus</i> spp.、 <i>Aspergillus niger</i> (黑麴菌)、 <i>Coagulase Negative Staphylococcus</i> 、 <i>Corynebacterium</i> spp. (棒狀桿菌)、 <i>Micrococcus</i> spp.、 <i>Neisseria</i> spp.、 <i>Sphingomonas paucimobilis</i> 、 <i>Pseudomonas stutzeri</i> (施氏假單胞菌)、 <i>Chryseomonas luteola</i>
C 級區	<i>Bacillus</i> spp.、 <i>Staphylococcus epidermidis</i> 、 <i>Micrococcus</i> spp.、 <i>Coagulase negative Staphylococcus</i> 、 <i>Corynebacterium</i> spp.、 <i>Pseudomonas</i> spp.、 <i>Scytalidium</i> spp. (頂孢黴菌)、 <i>Cladosporium</i> spp. (芽枝黴菌)
B 級區	<i>Bacillus</i> spp.、 <i>Coagulase negative Staphylococcus</i> 、 <i>Micrococcus</i> spp.

表 3. 消毒劑無菌試驗及生物負荷試驗結果

消毒劑種類	無菌試驗	生物負荷試驗	抑菌性及抑黴菌性試驗
70% 乙醇	-	-	+ (無抑制)
NADCC 消毒錠液 (有效氯 1,000 mg/L)	-	-	+ (無抑制)
Spor-Klenz 孢子殺菌劑 (1%)	-	-	+ (無抑制)

(- : 表示無微生物生長)

表 4. 測試菌株對 Spor-Klenz 孢子殺菌劑的感受度

	log N _c (log cfu/mL)	R (log N _c - N _a)		
		5 min	10 min	15 min
ATCC 10231 (<i>Candida albicans</i>)	8.54	> 7.54	> 7.54	> 7.54
ATCC 6633 (<i>Bacillus subtilis</i>)	9.02	> 8.02	> 8.02	> 8.02
Isolate 1 (<i>Bacillus</i> species)	9.24	> 8.24	> 8.24	> 8.24
Isolate 2 (<i>Micrococcus</i> species)	8.73	> 7.73	> 7.73	> 7.73
Isolate 3 (<i>Pseudomonas</i> species)	9.16	> 8.16	> 8.16	> 8.16

cfu: colony forming units.

N_c: the initial number of colony forming units per ml of the test mixture.

N_a: the initial number of colony forming units per ml of the test mixture after the action of the disinfectants.

表 5. 製藥潔淨室環境落下菌監測結果

區域	潔淨級別	平均菌數 (cfu)					
		70% 酒精			Spor-Klenz 孢子殺菌劑 (1%)		
		Test 1	Test 2	Test 3	Test 1	Test 2	Test 3
製藥室	B	0	0	0.2	0	0	0
準備室	B	0	0	0	0	0	0
二更室	C	0.541	0	0	0		
控制室	C	1.3	1.3	1.5	0.5	0	1
一更室	D	2	5	1	2	3	2

合格標準 : B 級區 < 5 cfu、C 級區 < 50 cfu、D 級區 < 100 cfu。

本中心實際使用於環境清潔時候環境監測結果符合法規標準。

討論

在環境分離菌種調查報告中顯示，本中心製藥室中的菌種包括環境常在菌叢及人體常在菌叢以及數種黴菌，其中 *Bacillus* spp. 為會產生孢子之芽孢桿菌屬，其孢子無法被醇類消毒劑殺死，此結果顯示本中心內之環境清潔須配合殺孢子劑（高程度消毒劑）的使用。在過去的研究中，NADCC 消毒錠液有效氯濃度達 1,000 到 10,000 ppm 強度時可做為高程度消毒劑，然而經實際使用 NADCC 消毒錠液於製藥潔淨室之測試，其環境微生物之監測結果雖可符合法規之標準，達高層次消毒液之高濃度溶泡液在使用後會造成不易移除之白色粉末，環境監控之懸浮微粒隨即上升，不利製藥潔淨室環境之維持，故而在後續的實驗中排除。Spor-Klenz 之有效成分過醋酸自 1955 年即被當作消毒劑或滅菌劑使用，在美國藥典 USP1072 中亦有所敘述，因此，擇之作為後續微生物殺菌力驗證之消毒劑。

為證明實驗方法的有效性，避免偽陰性及偽陽性的發生，在本研究中以消毒劑未過濾前生物負荷試驗及微孔濾膜過濾法抑菌性及抑黴菌性試驗等相關步驟驗證。消毒劑無菌試驗依中華藥典之規範，需培養至少 14 天方能證明其無菌性，在使用上為了配合消毒劑溶泡後效期的限制（部分消毒劑溶泡後效期小於 14 天），以過濾濾膜之完整性試驗替代之。然而在實務上，若所採購之消毒液具有無菌證明，並使用無菌操作方式溶泡製備，應可達到無菌試驗合格的需求，在本實驗中，Spor-Klenz 為具廠商無菌試驗合格證明之產品，本實驗之連續三批次之結果亦可證明在此溶泡條件下可維持其無菌度，因此，本中心將以此實驗結果為依據修訂標準作業流程，達到簡化實務作業的目的。

Spor-Klenz 為本中心環境分離菌之有效殺菌劑，且經本中心實際使用於環境清潔時候環境監測結果符合法

規標準，可選用做為醫用迴旋加速器中心潔淨室常規與 70% 酒精輪替使用之消毒劑。

誌謝

本研究由義大醫療財團法人義大醫院院內計畫補助 (EDAHT101002)，感謝迴旋加速器中心同仁的協助，讓本研究順利完成。

參考文獻

1. 行政院衛生署食品藥物管理局 2003 斷層掃描用正子放射同位素調製作業要點。
2. 行政院衛生署食品藥物管理局 2007 無菌操作作業指導手冊。
3. 行政院衛生署 2008 國際醫藥品稽查協約組織 (PIC/S) 藥品優良製造規範指導手冊 (附則)。
4. United States Pharmacopeia General Information Chapter <1072> Disinfectants and Antiseptics.
5. CEN-TC216. 2009. EN 1276: Chemical Disinfectants and Antiseptics - Quantitative Suspension Test for The Evaluation of Bactericidal Activity of Chemical Disinfectants and Antiseptics Used in Food, Industrial, Domestic and Institutional Areas - Test Method and Requirements (phase 2, Step 1). European Committee for Standardization.
6. CEN-TC216. 2002. EN 13704: Chemical Disinfectants - Quantitative Suspension Test for The Evaluation of sporicidal Activity of Chemical Disinfectants Used in Food, Industrial, Domestic and Institutional Areas - Test Method and Requirements (phase 2, Step 1). European Committee for Standardization.
7. McDonnell, G., and A. D. Russell. 1999. Antiseptics and disinfectants: activity, action, and resistance. Clin Microbiol Rev 12:147-179.

Evaluation and Validation of Disinfectants in Cyclotron Center Pharmaceutical Cleanroom

Yi-Jia Huang, Hsiu-Ling Lin, Hsiao-Wei Liao, Huei-Yong Chen, Yun-Hsuan Hsu

Department of Nuclear Medicine, E-DA Hospital

Abstract

The Taiwan Food and Drug Administration (TFDA) has recently adopted the "PIC/S Guide to Good Manufacturing Practice for Medicinal Products", which published by the Pharmaceutical Inspection Convention and Pharmaceutical Inspection Co-operation Scheme (jointly referred to as PIC/S), to regulate the drug product quality. According to this guideline, the sanitation of radiopharmaceuticals cleanroom is particularly important. To ensure effective quality assurance systems of disinfectants applications, a process modified from the international standard protocol, EN-1276 and Association of Analytical Chemists standards will be developed. In this study, a quantitative suspension test carried out under both clean and dirty conditions will be used to assess the activity of chemical disinfectants against the type strain *Candida albicans* (ATCC 10231), *Bacillus subtilis* (ATCC 6633) and cleanroom environmental isolates. Spor-Klenz showed more than the required 5 log reduction for all test organisms after 1, 10 and 15 minutes contact time. The settle plates monitoring results was accepted as passed the microbiological environmental class limit.

Key words: Disinfectant, Suspension test, Cleanroom, Medical cyclotron

J Nucl Med Tech 2013;10:27-32

Received 12/9/2013; Accepted 12/23/2013
Corresponding author: Yun-Hsuan Hsu
Department of Nuclear Medicine, E-DA Hospital
824, No. 1, Yida Rd., Yanchao District, Kaohsiung City, Taiwan, (R.O.C.)
Tel: 886-7-6150011 ext. 257167 Fax: 886-7-6151265 E-mail: edps900002@gmail.com

雙相式鎔 -99m 標幟紅血球靜脈攝影 診斷下肢深部靜脈血栓症

施並富 曹勤和 林谷鴻

馬偕紀念醫院 核子醫學科

多年來，放射性核種靜脈攝影一直是臨床上診斷下肢深部靜脈血栓症的一項重要的檢查，其中，使用鎔 -99m 標幟巨凝集白蛋白或者鎔 -99m 標幟紅血球靜脈攝影，都是臨床上經常使用的檢查方法。近來，由於臺灣地區鎔 -99m 巨凝集白蛋白供應短缺，因此我們嘗試在進行鎔 -99m 紅血球靜脈攝影血池影像時，仿照鎔 -99m 巨凝集白蛋白靜脈攝影方式，增加攝取血流影像，希望藉由雙相式攝影方式能增加檢查的準確性。結果發現不少的案例，其血池影像幾乎正常或者只是輕微異常，然而血流影像則顯示明顯異常，讓我們可以準確判定有下肢深部靜脈血栓症。因此，我們初步認為：雙相式鎔 -99m 紅血球靜脈攝影的血流影像能夠額外提供血流動態訊息，配合原本的血池影像，可以更提高對於下肢深部靜脈血栓症診斷的準確性。在臺灣地區目前鎔 -99m 巨凝集白蛋白供應短缺的情況下，雙相式鎔 -99m 紅血球靜脈攝影也是一種不錯的替代方法。未來，我們打算收集更多的病例，進一步評估雙相式紅血球靜脈攝影對於下肢深部靜脈血栓症診斷的臨床價值。

關鍵詞：放射性核種靜脈攝影、深部靜脈血栓症、鎔 -99m 巨凝集白蛋白、雙相式鎔 -99m 紅血球靜脈攝影

核醫技學誌 2013;10:33-38

102年3月11日受理；102年4月24日刊載
通訊作者：施並富
馬偕紀念醫院 核子醫學科
台北市中山北路二段 92 號
電話：(02) 25433535 轉 2299 傳真：(02) 25433535 轉 2925
電子信箱：bfshih@ms2.mmh.org.tw

前言

下肢深部靜脈血栓症 (deep venous thrombosis, DVT) 與肺部栓塞症 (pulmonary embolism) 兩者息息相關，如果能夠準確診斷下肢深部靜脈血栓症，並且迅速給予治療，將可預防肺部栓塞症的發生並減少其導致的死亡率 [1]。多年來，使用各種放射性藥劑 (radiopharmaceuticals) 進行下肢深部靜脈放射性核種靜脈攝影 (radionuclide venography)，一直是臨床上不可或缺的一項重要檢查 [1]。

其中，使用鎔 -99m 標幟巨凝集白蛋白 (technetium-99m macroaggregated albumin, Tc-99m MAA) 靜脈攝影來診斷下肢深部靜脈血栓症，文獻報告其準確性超過 90%，而且具有相對於 X-光對比劑靜脈攝影 (contrast venography) 比較沒有侵入性、可以同時評估下肢靜脈與肺部灌注 (pulmonary perfusion) 等優點，是臨床上經常使用的檢查方法 [2-6]。另外，使用鎔 -99m 標幟紅血球 (technetium-99m labeled red blood cells, Tc-99m RBC) 靜脈攝影，其準確性根據報告可達 80-95%，唯對於小腿的深部靜脈血栓特異度較低，由於不需於腳背建立靜脈通路，因此對於下肢極度腫脹無法找到靜脈通路的患者，也是不錯的替代方法 [6-9]。

以上兩種方法在本科都經常使用，Tc-99m MAA 靜脈攝影通常為首選檢查方式，但是對於下肢極度腫脹無法找到靜脈通路的患者，則以 Tc-99m RBC 靜脈攝影替代。近來，由於臺灣地區 Tc-99m MAA 供應短缺，因此時常只能以 Tc-99m RBC 靜脈攝影方式執行檢查。考量到 Tc-99m RBC 靜脈攝影僅能呈現血池影像 (blood-pool images)，因此我們嘗試仿照 Tc-99m MAA 靜脈攝影方式 [6]，增加攝取血流影像 (blood-flow images)，希望藉由雙相式攝影方式 (dual-phase imaging)，能獲得更多資訊，

以增加檢查的準確性。

造影技術

檢查前 15~30 分鐘，病患事先接受靜脈注射 stannous pyrophosphate (劑量大約 15 ug/Kg)，並且於兩側腳背建立靜脈通路，同時將 Co-57 marker 黏貼在兩側髕骨上，用來幫忙區別深部靜脈與表淺靜脈的走向，另將 Co-57 marker 黏貼在恥骨聯合處及放置於兩腳踝之間，用來幫忙辨識相關位置。檢查的時候，先在病患兩側膝蓋下方以及腳踝上方，各綁上止血帶，同時準備兩支各 10~15 mCi Tc-99m pertechnetate 稀釋於 10~20 ml 生理食鹽水，然後由兩側腳背靜脈通路緩慢注射，並配合閃爍

攝影機以大約 30 cm/min 的速度由腳背往上進行首次掃描 (血流影像)，接著去除止血帶，再以前述掃描方式或多重局部造影方式攝取第二組影像 (血池影像)。

病例與討論

病例 1.

一位 29 歲男性病患，由高處跌落下來，不但撞斷門牙同時左側鼠蹊部產生血腫 (hematoma)，後來血腫逐漸消失，所以病患病並不在意，可是後來左側下肢卻逐漸腫大，因此前來本院求診，初步血液檢驗及凝血因子檢查均正常，同時也安排下肢靜脈攝影。雙相式 Tc-99m RBC 靜脈攝影 (Figure 1) 的血流影像顯示左側下肢深部

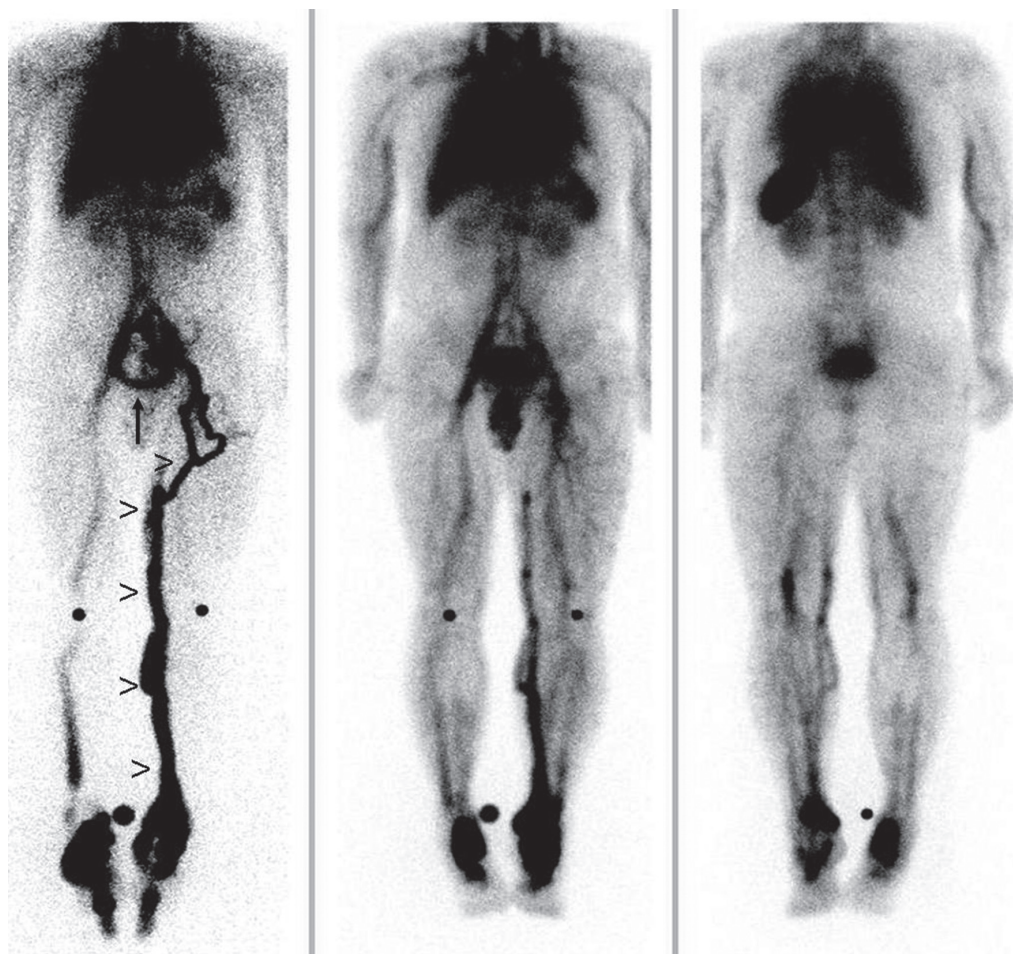


Figure 1. Dual-phase Tc-99m RBC venography. (Left) anterior view of blood-flow image showed nonvisualization of deep veins of left lower limb with collateral circulation through superficial veins (arrow heads) and trans-pelvic veins (arrow). (Middle) anterior view and (Right) posterior view of blood-pool images revealed clear visualization of deep veins of left lower limb although superficial veins were noted.

靜脈未顯影，並且有明顯表淺靜脈的側支循環 (collateral circulation)，另外左側腸骨靜脈 (iliac veins) 的放射活性也略比對側低，同時有明顯側支循環靜脈跨越骨盆腔到對側，這些異常發現，明確顯示有左側下肢深部靜脈及左側腸骨靜脈血栓症，然而血池影像則僅顯示左側下肢有些表淺靜脈顯影，至於深部靜脈仍然清楚可見，難以斷定有無異常。後來電腦斷層攝影也證實確有靜脈血栓存在，經過給予抗凝血劑治療後，下肢腫大現象逐漸改善。

病例 2.

一位 40 歲男性病患，因為拔牙之後牙齦流血、發炎腫脹、發燒而來求診，初步檢查發現白血球異常增高而且血小板降低，經過進一步檢查，證實是急性骨髓性

白血病 (acute myelocytic leukemia)，隨即接受化學治療。後來病患發生右下肢腫大，因此安排下肢靜脈攝影。雙相式 Tc-99m RBC 靜脈攝影 (Figure 2) 的血流影像顯示顯示右側下肢深部靜脈及右側腸骨靜脈的放射活性比對側略低，而且右下肢有明顯表淺靜脈的側支循環，同時也有明顯側支循環靜脈跨越骨盆腔到對側，由這些異常發現，可以判定有右側下肢深部靜脈及右側腸骨靜脈血栓症，然而血池影像則顯示深部靜脈清楚可見，難以斷定有無異常。經過給予抗凝血劑治療後，下肢腫大現象逐漸改善。

病例 3.

一位 70 歲男性病患，以往曾經罹患冠狀動脈心臟病，接受過心導管治療，最近因為活動時會喘，而且右

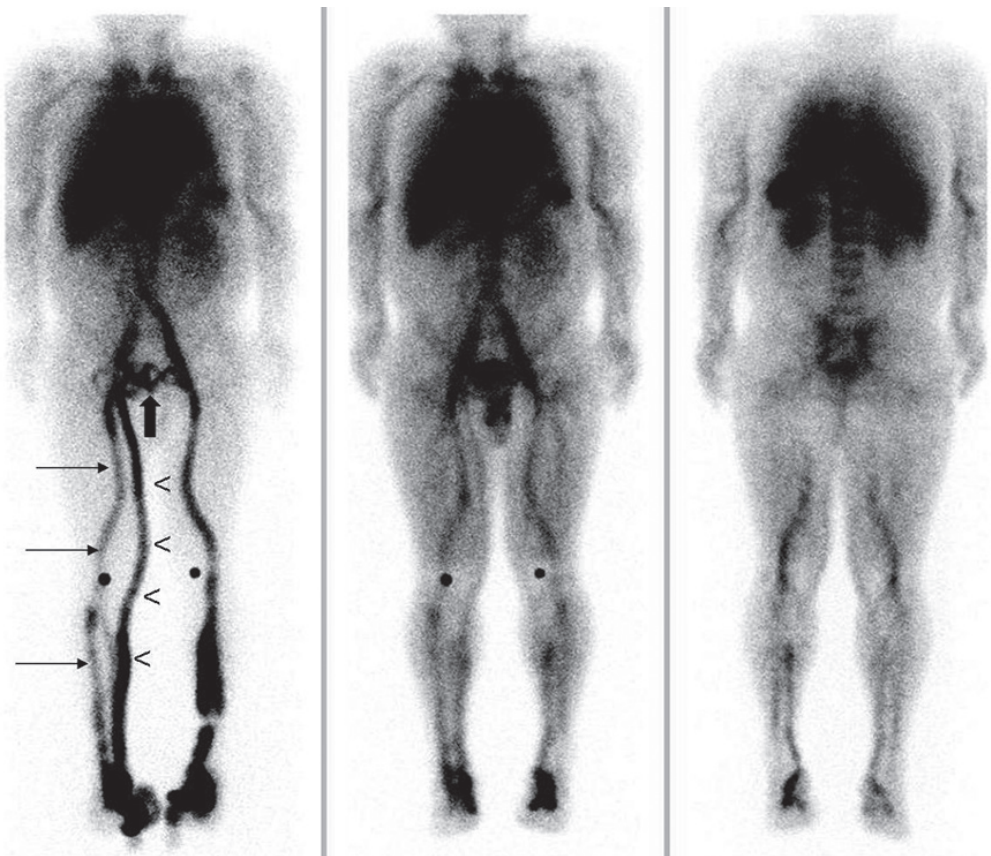


Figure 2. Dual-phase Tc-99m RBC venography. (Left) anterior view of blood-flow image showed decreased radioactivity in the deep veins of right lower limb and right iliac veins (thin arrows) with collateral circulation through superficial veins (arrow heads) and trans-pelvic veins (thick arrow). (Middle) anterior view and (Right) posterior view of blood-pool images revealed clear visualization of deep veins of right lower limb.

下肢浮腫，因此前來求診，並且安排下肢靜脈攝影。雙相式 Tc-99m RBC 靜脈攝影 (Figure 3) 的血流影像顯示右側腓靜脈 (popliteal vein) 及右側遠端股靜脈 (femoral vein) 的放射活性降低，而且右下肢有明顯表淺靜脈的側支循環，因此判定右側腓靜脈及右側遠端股靜脈有深部靜脈血栓症，然而血池影像則難以斷定有無異常。經過給予抗凝固劑治療後，下肢腫大現象逐漸改善。

截至目前為止，我們所執行的雙相式 Tc-99m RBC 靜脈攝影病例並不算多，但是的確發現不少如上述報告的案例，其血池影像幾乎正常或者只是輕微異常，然而血流影像則顯示明顯異常，讓我們可以準確判定有下肢深部靜脈血栓症。因此，我們初步認為：雙相式 Tc-99m RBC 靜脈攝影的血流影像能夠額外提供血流動態 (hemodynamic) 訊息，配合原本的血池影像，可以更提高對於下肢深部靜脈血栓症診斷的準確性。在臺灣地區目前 Tc-99m MAA 供應短缺的情況下，雙相式 Tc-99m

RBC 靜脈攝影也是一種不錯的替代方法。未來，我們打算收集更多的病例，進一步評估雙相式 Tc-99m RBC 靜脈攝影對於下肢深部靜脈血栓症診斷的臨床價值。

References

1. Sy WM, Seo IS. Cardiovascular conditions: venous thrombosis. In: Ell PJ, Gambhir SS, Ed. Nuclear Medicine in Clinical Diagnosis and Treatment. 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2004:869-881.
2. Rosenthal L, Greyson ND. Observations on the use of ^{99m}Tc albumin macroaggregates for detection of thrombophlebitis. *Radiology* 1970;94:413-416.
3. Rosenthal L. Combined inferior cavography, iliac venography and lung imaging with ^{99m}technetium albumin macroaggregates. *Radiology* 1971;98:623-626.
4. Ennis JT, Elmes RJ. Radionuclide venography in

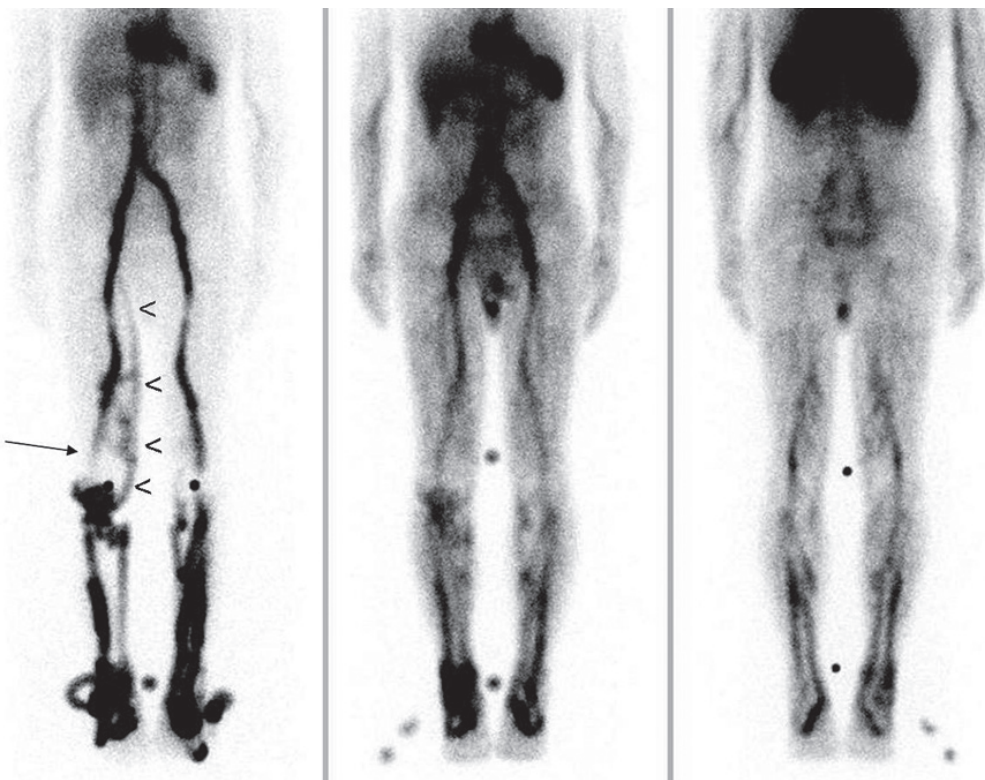


Figure 3. Dual-phase Tc-99m RBC venography. (Left) anterior view of blood-flow image showed decreased radioactivity in the right popliteal vein and distal right femoral vein (arrow) with collateral circulation through superficial veins (arrow heads). (Middle) anterior view and (Right) posterior view of blood-pool images revealed clear visualization of deep veins of right lower limb.

- the diagnosis of deep venous thrombosis. *Radiology* 1977;125:441-449.
5. Hayt DB, Blatt CJ, Freeman LM. Radionuclide venography. Its place as a modality for the investigation of thromboembolic phenomena. *Semin Nucl Med* 1977;7:263-281.
 6. Ziffer JA, Fajman WA. Peripheral vascular studies. In: Taylor A, Jr., Datz FL, ed. *Clinical Practice of Nuclear Medicine*. New York: Churchill Livingstone; 1991:237-255.
 7. Lisbona R, Stern J, Derbekyan D. Tc-99m red blood cell venography in deep vein thrombosis of the leg: a correlation with contrast venography. *Radiology* 1982;143:771-773.
 8. Singer I, Royal HD, Uren RF, et al. Radionuclide plethysmography and Tc-99m red blood cell venography in venous thrombosis: comparison with contrast venography. *Radiology* 1984;150:213-217.
 9. Leclerc JR, Wolfson C, Arzoumanian A, et al. Technetium-99m red blood cell venography in patients with clinically suspected deep vein thrombosis: a prospective study. *J Nucl Med* 1988;29:1498-1506.

Dual-Phase Tc-99m RBC Venography for the Diagnosis of Deep Venous Thrombosis of Lower Limb

Bing-Fu Shih, Chin-Ho Tsao, Ku-Hung Lin

Division of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital

Radionuclide venography has been an important examination for the detection of deep venous thrombosis of lower limb for many years. Both Tc-99m labeled macroaggregated albumin (Tc-99m MAA) and Tc-99m labeled red blood cell (Tc-99m RBC) are widely used. Because of shortage of supply of Tc-99m MAA in Taiwan recently, we try to perform dual-phase Tc-99m RBC venography with additional acquisition of blood-flow image in addition to blood-pool images. Many cases with normal or mildly abnormal blood-pool images but apparently abnormal blood-flow images were observed. Therefore, we think dual-phase Tc-99m RBC venography, with additional hemodynamic information provided by blood-flow image, can improve the accuracy in the diagnosis of deep venous thrombosis. More cases will be collected for further evaluation of the value of dual-phase Tc-99m RBC venography in patients with suspected deep venous thrombosis.

Key words: Radionuclide venography, Deep venous thrombosis, Tc-99m MAA, Dual-phase Tc-99m RBC venography

J Nucl Med Tech 2013;10:33-38

Received 3/11/2013; Accepted 4/24/2013
Corresponding author: Bing-Fu Shih
Division of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital
92, Sec 2, Zhong Shan North Road, Taipei, Taiwan
Tel: 886-2-25433535 ext. 2299 Fax: 886-2-25433535 ext. 2925 E-mail: bfshih@ms2.mmh.org.tw

Using a Low-carbohydrate, Fat-Allowed Diet to Suppression F-18 FDG Myocardial Uptake (Same Patient with Twice PET/CT Scan F-18 FDG Myocardial Uptake Compare) – A Case Report

Cheng-Kai Huang^{1,3}, Jainn-Shiun Chiu^{2,3}, Kuang-Ching Chiu⁴,
Shan-Ho Chan⁵, Kai-Yuan Cheng³

¹*Department of Nuclear Medicine, Chang-Bing Show Chwan Memorial Hospital, Changhua, Taiwan*

²*Department of Nuclear Medicine, Saint Paul's Hospital, Taoyuan, Taiwan*

³*Department of Medical Imaging and Radiological Science, College of Health Sciences,
Central Taiwan University of Science and Technology, Taichung, Taiwan*

⁴*Department of Information Management, National Changhua University of Education*

⁵*Department of Medical Imaging and Radiology, Shu-Zen Junior College of Medicine
and Management, Kaohsiung, Taiwan*

Abstract

Fluorine-18-fluorodeoxyglucose (F-18 FDG) positron emission tomography (PET) or PET/computed tomography (CT) is a powerful modality in the staging, follow-up and therapeutic evaluation of oncologic patients. The generally accepted patient preparation protocols for PET or PET/CT involve fasting for approximately 6 hours (range 4–12 hours). Myocardial F-18 FDG uptake is unpredictable and variable when patients prepared for fasting protocol. Herein, we present an 63-year-old female with rectal cancer who had sequential PET/CT examinations for suspected recurrence. The second PET/CT scan with a low-carbohydrate, fat-allow (LCFA) diet starting 24 hours and an overnight fasting before F-18 FDG administration. The presented case demonstrates the value of the LCFA diet and an overnight fasting can suppresses myocardial F-18 FDG uptake.

Key words: F-18 FDG, Low-carbohydrate diet, Myocardial uptake

J Nucl Med Tech 2013;10:39-43

Introduction

Glucose and free fatty acids are energy source available to the heart metabolism. In the fasting state, oxidation of fatty acids is the most predominant energy source available to the myocyte. The presence of insulin may lead to increased expression of insulin-sensitive glucose transporters when increased glucose oxidation rates supply more than half the myocardial energy, the balance shifts away from fatty acid metabolism to glucose metabolism. Therefore, myocardial uptake of F-18 FDG may vary greatly with increasing insulin levels [1]. Besides, it has been published that a long fasting period (e.g. overnight fasting) is an inadequate means to reduce the physiological uptake of F-18 FDG in the heart [2]. Recently, many authors demonstrated that carbohydrate restriction diet [3], high-fat, low-carbohydrate meal [4], and “Atkins-style” low-carbohydrate diet [5], before the PET examination can suppress myocardial FDG uptake.

Received 3/27/2013; Accepted 5/27/2013

Corresponding author: Kai-Yuan Cheng

Department of Medical Imaging and Radiological Science, College of Health Sciences, Central Taiwan University of Science and Technolog
666 Pu-tzu Lane, Pei-tun District, Taichung, Taiwan.

Tel: 886-4-22391647 ext. 7101 E-mail: kycheng@ctust.edu.tw

In the presented case, we describe an 63-year-old female with rectal cancer who had sequential PET/CT examinations. Using LCFA diet starting 24 hours and an overnight fasting before F-18 FDG administration can suppress myocardial F-18 FDG uptake effectively.

Case Report

An 63-year-old female with rectal cancer who had sequential PET/CT examinations for suspected recurrence. The PET/CT scan was performed on a GE Discovery PET/CT (GE Medical System, Waukesha, Wisconsin, USA) with multiple bed position acquisitions ranging from approximately the mid thighs to the top of skull, head-in bed-out direction in PET protocol. In CT protocol, head-in bed-in direction with 120 kV, 150 mA, pitch 1.75. PET images were acquired with 9-10 bed positions (patient length-dependent) covering the same range with 3 min per bed position. Both data sets were reconstructed in 3.75-mm-thick slices with PET data were acquired in 3D mode and iteratively

reconstructed using CT-based attenuation correction.

The second PET/CT scan performed 6 months after initial PET/CT scan. In the second PET/CT scan, a LCFA diet starting 24 hours before PET/CT scan. A menu of permitted and not-permitted foods for LCFA diet was given to the patient as previously [6]. Telephone instructions were given at the time of a confirmation telephone interaction. An overnight fasting is also requested for patient preparation. She was given a questionnaire at the time of PET/CT inquiring about their complete diet during the previous 24 hours to verify adherence to the LCFA diet.

Coronal maximum intensity projections from sequential PET/CT studies in the same patient 6 months apart. Homogeneously intense myocardial F-18 FDG uptake in the first PET/CT scan had a maximum standardized uptake value (SUVmax) of 5.6 (Fig 1A). Trivial tracer uptake in the second PET/CT scan, the SUVmax was 1.5 (Fig 1B). As our presented case, using a LCFA diet can suppress myocardial F-18 FDG uptake.

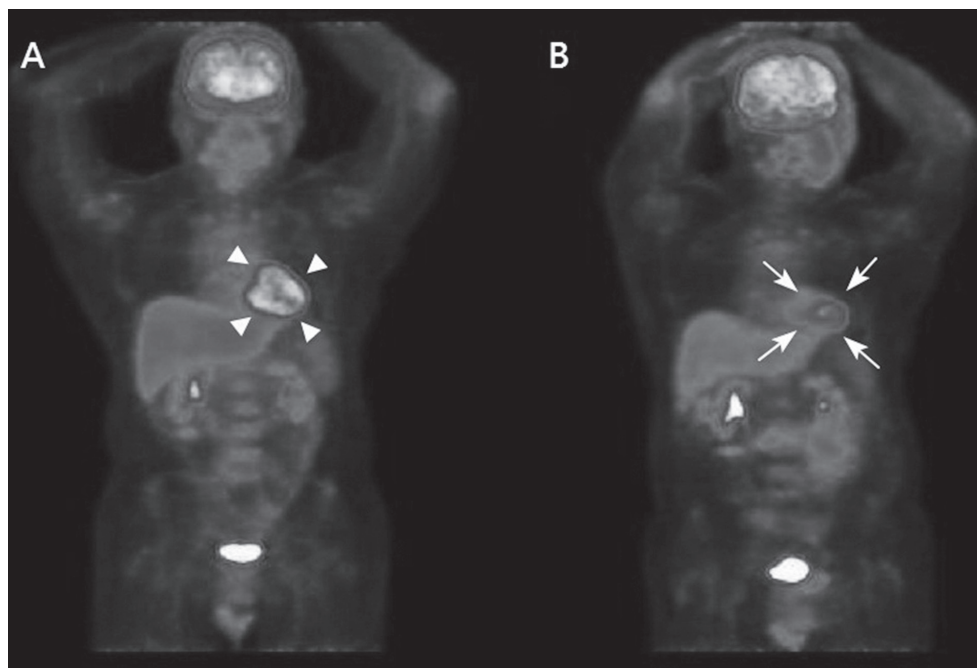


Figure 1. An 63-year-old female with rectal cancer who had sequential PET/CT examinations for suspected recurrence. Coronal maximum intensity projections from two PET/CT studies in the same patient 6 months apart. (A) Homogeneously intense myocardial F-18 FDG uptake (arrowheads) when the patient prepared for PET/CT examination by overnight fast alone. (B) Trivial tracer uptake (arrows) when overnight fast is combined with LCFA diet the night before examination.

Discussions

The heart metabolises both glucose and free fatty acids. In the fasting state, oxidation of fatty acids is the most predominant energy source available to the myocyte, supplying over half the myocardial energy [7]. Myocardial uptake of F-18 FDG may vary greatly with increasing insulin levels. Inglese et al. demonstrated variability in myocardial F-18 FDG uptake [8].

Low-carbohydrate setting may rise in plasma fatty acids and suppression of physiologic FDG uptake by cardiac myocytes. Free fatty acids deplete insulin-dependent GLUT-4 receptors in muscle tissue (including cardiac tissue) which may explain the suppression of uptake [9]. Lum et al. described low-carbohydrate diet reduced cardiac artefacts in F-18 FDG PET imaging [10]. Moreover, Williams et al. demonstrated high-fat, low-carbohydrate diet the day before the PET examination reduced myocardial standardized uptake values and increased definition of mediastinal abnormalities [4].

LCFA diet is useful when F-18 FDG PET is used to image cardiac conditions (e.g. sarcoidosis, myocarditis) [11-12], and accurate recognition of solitary pulmonary nodule of mediastinum [13].

Nowadays, a study by Richard et al. demonstrated suppression of myocardial F-18 FDG uptake with a preparatory "Atkins-style" low-carbohydrate diet [5]. The authors found myocardial SUVmax fell from 3.53 ± 2.91 in controls to 1.77 ± 0.91 in the diet-compliant group. 98% of diet-compliant patients had a myocardial SUVmax less than 3.6 compared with 67% of controls. They concluded a low-carbohydrate "Atkins-style" diet the day before examination combined with an overnight fast suppressed myocardial F-18 FDG uptake more than any other published strategy.

Eating habits is difference between Europe and Taiwan. We illustrate a case to verify the value of LCFA diet in Taiwanese. It is expected that this case demonstration will play an encouraging role for more studies to explore LCFA diet for Taiwanese.

References

1. de Groot M, Meeuwis AP, Kok PJ, Corstens FH, Oyen WJ. Influence of blood glucose level, age and fasting period on non-pathological FDG uptake in heart and gut. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2005;32:98-101.
2. Kaneta T, Hakamatsuka T, Takanami K, et al. Evaluation of the relationship between physiological FDG uptake in the heart and age, blood glucose level, fasting period, and hospitalization. *Ann Nucl Med* 2006;20(3):203-208.
3. Lum DP, Wandell S, Ko J, Coel MN. Reduction of myo-cardial 2-deoxy-2-[¹⁸F]fluoro-D-glucose uptake artifacts in posi-tron emission tomography using dietary carbohydrate restriction. *Mol Imaging Biol* 2002;4:232-237.
4. Williams G, Kolodny GM. Suppression of myocardial ¹⁸F-FDG uptake by preparing patients with a high-fat, low-carbohydrate diet. *AJR Am J Roentgenol* 2008;190:W151-W156.
5. Richard Coude, Peter Chung, Emer Sonnex, Quazi Ibrahim, Conor Maguire, Jon Abele. Suppression of myocardial ¹⁸F-FDG uptake with a preparatory "Atkins-style" low-carbohydrate diet. *Eur Radiol* 2012;22(10):2221-2228.
6. Hans Balink, Evelien Hut, Thomas Pol, Freerk-Jan Flokstra, Mark Roef. Suppression of ¹⁸F-FDG Myocardial Uptake Using a Fat-Allowed, Carbohydrate-Restricted Diet. *J Nucl Med Technol* 2011;39:185-189.
7. de Groot M, Meeuwis AP, Kok PJ, Corstens FH, Oyen WJ. Influence of blood glucose level, age and fasting period on non-pathological FDG uptake in heart and gut. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2005;32:98-101.
8. Inglese E, Leva L, Matheoud R et al. Spatial and temporal heterogeneity of regional myocardial uptake in patients without heart disease under fasting conditions on repeated whole-body ¹⁸F-FDG PET/CT. *J Nucl Med* 2007;48:1662-1669.
9. Armoni M, Harel C, Bar-Yoseph F, Milo S, Karnieli E. Free fatty acids repress the GLUT4 gene expression in cardiac muscle via novel response elements. *J Biol Chem* 2005;280:34786-34795.

10. Lum D, Wandell S, Ko J, Coel M. 1. Positron emission tomography of thoracic malignancies. Reduction of myocardial fluorodeoxyglucose uptake artifacts with a carbohydrate restricted diet. *Clin Positron Imaging* 2000;3:155.
11. Okumura W, Iwasaki T, Toyama T et al. Usefulness of fasting ^{18}F -FDG PET in identification of cardiac sarcoidosis. *J Nucl Med* 2004;45:1989-1998.
12. Takano H, Nakagawa K, Ishio N et al. Active myocarditis in a patient with chronic active epstein-barr virus infection. *Int J Cardiol* 2008;130:e11-e13.
13. Ojha B, Bartley SC, Gundlapalli S, Mountz J. Effect of dietary intake before ^{18}F -FDG positron emission tomographic scanning on the evaluation of a solitary pulmonary nodule. *Clin Nucl Med* 2001;26:908-909.

使用低碳水化合物（允許脂肪）之飲食 以抑制氟 -18 去氧葡萄糖於心肌攝取 （同一位病患兩次正子電腦斷層心肌對於氟 -18 去氧葡萄糖攝取量之比較）— 病例報告

黃政凱^{1,3} 邱建勳^{2,3} 邱冠菁⁴ 詹繕合⁵ 鄭凱元³

¹ 秀傳醫療財團法人彰濱秀傳紀念醫院 核子醫學科

² 沙爾德聖保祿修女會醫療財團法人聖保祿醫院 核子醫學科

³ 中臺科技大學 健康科學院醫學影像暨放射科學系

⁴ 國立彰化師範大學 資訊管理研究所

⁵ 樹人醫護管理專科學校 醫學影像暨放射技術科

摘要

氟 -18 去氧葡萄糖正子電腦斷層檢查對於癌症患者的分期、追蹤及治療後評估，提供臨床相當大的幫助。一般建議正子電腦斷層患者於檢查前空腹約 6 小時（範圍 4-12 小時）。正子電腦斷層檢查患者在空腹狀況下，心肌對於氟 -18 去氧葡萄糖攝取量是無法預測且變化很大。在此，我們提出了一個 63 歲的女性直腸癌患者，因懷疑復發，安排兩次正子電腦斷層檢查。在第二次正子電腦斷層檢查，請該患者檢查前 24 小時配合低碳水化合物（允許脂肪）之飲食及配合前一晚空腹。此案例說明正子電腦斷層患者在檢查前一晚空腹及檢查前 24 小時配合低碳水化合物（允許脂肪）之飲食，可有效抑制心肌攝取氟 -18 去氧葡萄糖。

關鍵詞： 氟 -18 去氧葡萄糖、低碳水化合物之飲食、心肌攝取 venography

核醫技學誌 2013;10:39-43

102 年 3 月 27 日受理；102 年 5 月 27 日刊載

通訊作者：鄭凱元

中臺科技大學 健康科學院醫學影像暨放射科學系暨研究所

臺中市北屯區廬子路 666 號

電話：04-22391647 轉 7101 電子信箱：kycheng@ctust.edu.tw

Evaluation of Ventricular Function with Gated Blood-Pool SPECT: Technical Note

Shan-Ho Chan¹, Guang-Uei Hung², Jainn-Shiun Chiu^{3,4},
Kai-Yuan Cheng⁴, Kuang-Ching Chiu⁵, Cheng-Kai Huang^{2,4}

¹*Department of Medical Imaging and Radiology, Shu-Zen Junior College of Medicine and Management, Kaohsiung, Taiwan*

²*Department of Nuclear Medicine, Chang-Bing Show Chwan Memorial Hospital, Changhua, Taiwan*

³*Department of Nuclear Medicine, Saint Paul's Hospital, Taoyuan, Taiwan*

⁴*Department of Medical Imaging and Radiological Science, College of Health Sciences, Central Taiwan University of Science and Technology, Taichung, Taiwan*

⁵*Department of Information Management, National Changhua University of Education*

Abstract

Ventricular ejection fraction is diagnosed by many clinical methods. Nuclear medicine technique, Gated blood-pool SPECT (GBPS) has benefits of the tomographic perspective to isolate the left and right ventricles without overlap other chambers and to improve the assessment of regional wall motion. In this technical note, we report ten patients for cardiac assessments with planar equilibrium radionuclide angiography (ERNA) and GBPS methods. Using GBPS, not only can effect on the left ventricular ejection fraction (LVEF) from left atrial activity contamination which was removed, but also right ventricular ejection fraction can be accurately quantified.

Key words: Left ventricular ejection fraction, Gated SPECT, Left ventricular function

J Nucl Med Tech 2013;10:45-50

Received 5/27/2013; Accepted 10/17/2013

Corresponding author: Cheng-Kai Huang

Department of Nuclear Medicine, Chang Bing Show Chwan Memorial Hospital

No. 6 Lugong Rd. Lukang Zhen, Changhua County, Taiwan. (R.O.C)

Tel: 886-4-7813888 ext. 70161 E-mail: changkai0906@gmail.com

Introduction

Many methods have been used to evaluate LVEF. These methods were included CT, Cardiac MRI (CMRI), echocardiography, contrast ventriculography, and radionuclide ventriculography. In nuclear medicine techniques, well-published methods are first-pass imagings of the left or right ventricle (LV or RV), ERNA and GBPS. GBPS is an extension way of ERNA that allows multiple projections of three-dimensional (3D) dataset. The SPECT technique relies on the calculation of LV with the known dimensions of the voxels that compose the images [1]. It allows much better to visualize the posterior wall, RV, and vascular structures in the heart [2].

Technical Report

Patients and Results

Ten patients (age range, 27-70 y; mean age, 55.8 y; 6 males, 4 females) were enrolled from June 2012 to May 2013. Six patients with cancers for cardiac assessments were referred to clinical physicians. Four patients had coronary artery diseases were referred to cardiologists. ERNA and GBPS studies have been used by the usual methods for ventricular function by nuclear medicine assessments.

Mean LVEF was 69% for GBPS and 62% for ERNA. LVEF computed from GBPS is 10% higher than that of

computed from ERNA. RVEF values were averaged 47%. The ventricular performances were calculated with ERNA study and GBPS study was summarized in Table 1.

Acquisition

Each patient was injected with 555 MBq (15-mCi) Tc-99m, following injection of 5 mg PYP. Both ERNA and GBPS studies were acquired on the same day—the GBPS study was performed immediately after ERNA. All acquisitions were done to use on dual-heads SPECT/CT gamma-camera (Hawkeye; GE Healthcare).

ERNA was performed in LAO projection that optimized septal separation of the RV from the LV. ERNA imaging was used by a low-energy, high-resolution collimator, and the protocol included standard ECG peak with R-wave gating. The images were 16 frames per cardiac, 64 x 64 matrix, a ± 10% R-R acceptance window, image magnification of 1.23-1.45 (depending on heart size), and an energy window of 15%, centered on 140 keV. ERNA acquisition time was 20-25 min. ERNA was processed with automatically software and LV regions were generated for all time intervals based on a limiting end-diastole (ED) region [3].

In GBPS acquisition, the data of 15-20 minutes is generally sufficient to acquire adequate counts. Acquisition parameters consisted of 32 steps per 180° (body-contoured), starting at RAO -45, 16 frames per cardiac cycle, 64 x 64

matrix (pixel size 4-5 mm), acquired for 15 to 20 seconds per projection, an energy window of 15%, centered on 140 keV, R-wave windows range between 20% and 50% of mean pre-acquisition heart rate, and image magnification of 1.23-1.45 (depending on heart size) [4].

Illustrative Case and Technical Note in Patient 1

A 47-years-old patient who diagnosed with breast cancer underwent ventricular ejection fraction analysis for cardiac assessment before chemotherapy. A processings, ERNA was processed with validated algorithm included in the standard software package [2]. Observers reiveiw and modify automatically generated LV outlines as necessary to conform their visual impressions of actual LV borders (Figure 1). Then we use QBS methodology for GBPS calculation.

Step 1: Reconstruct and generate short axis datasets for blood pool studies by the software from static images. Mid-LV vertical long axis images are horizontal to the approximate LV apex-to-base axis, and the septum is vertical in the midheart horizontal long axis views. Images were reconstruct into short axis sections and was used by manual choices of anterior, inferior, and lateral limits and approximate LV symmetry axes (Figure 2).

Step 2: An ellipsoidal coordinate system for the LV is found automatically and used to compare a static endocardial surface with relative counts and count density gradients.

Table 1. Comparisons of Ventricular Performances Calculated with Different Evaluations in the ERNA Study and BPGS Study

Patient No.	Age/Sex	ERNA (LVEF)	BPGS (LVEF)	BPGS (RVEF)	Indication for cardiac assessment
1.	54/F	70%	77%	54%	assessment of a course of chemotherapy
2.	47/M	62%	63%	45%	assessment of a course of chemotherapy
3.	66/F	63%	69%	50%	assessment of a course of chemotherapy
4.	27/M	57%	62%	44%	assessment of a coronary artery disease
5.	32/F	50%	58%	47%	assessment of a coronary artery disease
6.	62/F	62%	72%	36%	assessment of a course of chemotherapy
7.	65/M	69%	79%	43%	assessment of a coronary artery disease
8.	70/M	66%	65%	55%	assessment of a course of chemotherapy
9.	65/M	61%	71%	50%	assessment of a coronary artery disease
10.	70/M	57%	70%	42%	assessment of a course of chemotherapy

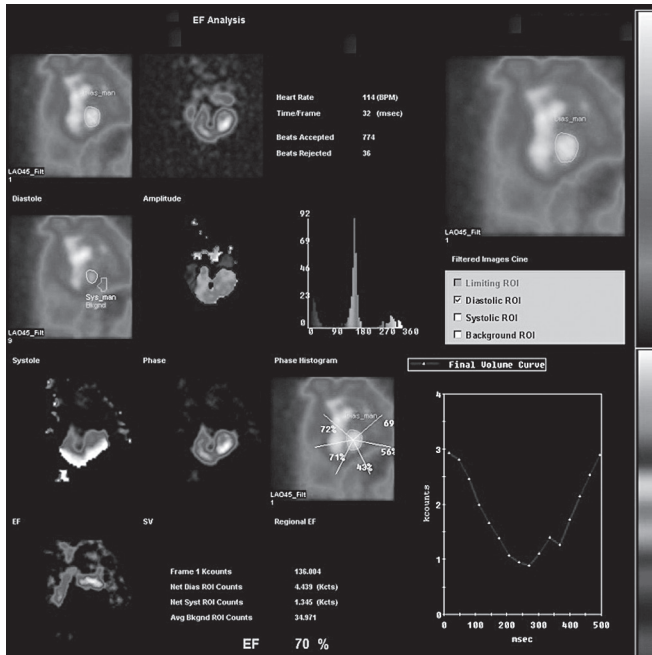


Figure 1. The LVEF was calculated as 70% in ERNA study.

Then, RV location was computed in a similar manner and was defined in the references to previously compute LV location [5,6]. Finally, 3-D representation of borders derived from surface gradient fits to the data in QBS display (Figure 3).

Step 3: Re-center and resize ellipsers to define the LV

as seen mid-short axis and mid-horizontal long axis planes to establish boundaries for searching for the LV in the manual mode of QBS algorithms. Observers can alter ventricular outlines automatically generated by QBS. The analysis of QBS was performed as follow: First, position short axis crosshairs was over LV center. Subsequently, resizing ellipsoidal masks encompass the LV completely and exclude RV. The data was selected with “Truncation” function to truncate the RV (Figure 4).

Step 4: The quantitative results of BPGS study was shown in Figure 5.

Discussions

Ventricular function of clinical patients with cancer often is first evaluated before onset of patient treated by chemotherapy. Serial imagings of LVEF before, during, and after a course of chemotherapy is routinely used to estimate relative data. Some chemotherapy agents (e.g., doxorubicin) are known to damage otherwise healthy tissue or induced heart failure symptoms [7]. The standard guideline has been to suspend doxorubicin therapy if LVEF value was decreased below 30% [8]. GBPS provides 3D images that clearly show both RVEF and LVEF. It is suggested that some patients maybe develop RV failure due to chemotherapy [9].

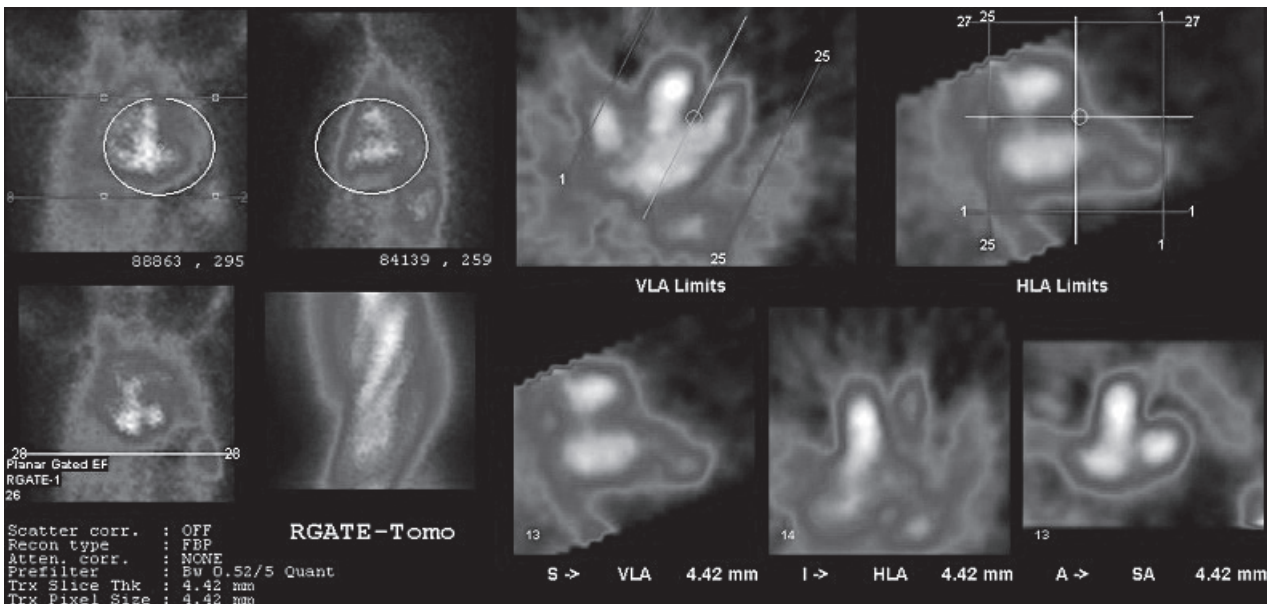


Figure 2. Correct reorientation and cropping limits for GBPS.

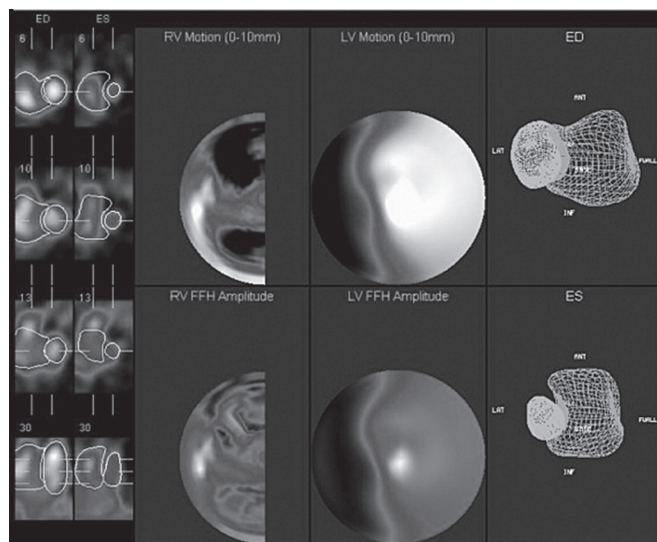


Figure 3. Three-dimensional representation of borders derived from surface gradient fits to the data in QBS displays (right). Three views through the gated blood pool data (left). Derived regional wall motion polar maps (middle).

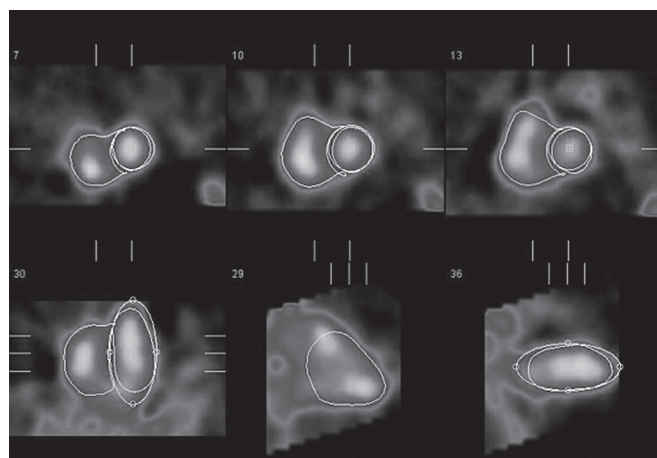


Figure 4. Recenter and resize ellipsers to define the LV as seen mid-short axis and mid-horizontal long axis planes to establish boundaries for searching for the LV in the manual mode of QBS algorithms.

Hence, RVEF is very important to assess the prognosis in patients with heart failure [10].

It is well known that right atrial counts frequently overlap RV counts in ERNA. Some authors found that the LVEF computed from GBPS is 8% higher than that of computed using ERNA. They concluded GBPS LVEF values were more higher than that of ERNA. The probable reason

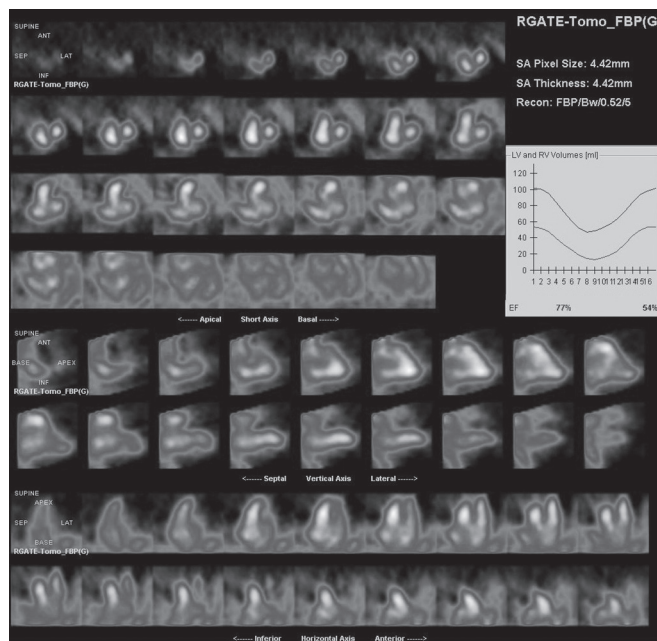


Figure 5. Quantitative results were RVEF = 54%; LVEF = 77% in BPGS study.

was to have exclude of the left atrium [11]. Bartlet et. al also revealed a trend toward a higher value of GBPS LVEF than that of ERNA LVEF at a higher LVEF value. The authors found left ventricular pump function at a higher LVEF value, it would produce a smaller end-systolic volume and the relative contribution from the left atrium would be more significant [12].

Some algorithms are available include QBS, QUBE, and BP-SPECT. These methods were represented by surface-gradient approaches, count-threshold approaches, and hybrid methods. Comparative value of different GBPS processing methods for ejection fraction and volume estimation was reported by Daou et. al [13]. The authors found correlation versus ERNA was $r = 0.99$, with mean interobserver variability of 8.1% for LVEF and 10.5% for LV volumes. QBS versus ERNA have been reported of $r = 0.85$ for LVEF and $r = 0.53$ for RVEF [14]. Wright et al. reported higher reproducibility of 8-frame and 16-frame ERNA studies than for GBPS analyzed by QBS algorithms for 23 patients (correlation coefficients of 0.95 and 0.94 versus 0.87, respectively) [15]. QBS RVEF values have been reported to correlate against first pass as $r = 0.87$ for the 16-frame GBPS

data and $r = 0.73$ for 8-frame data, with tomographic values significantly higher than that for the first-pass values [16].

Some technical areas of GBPS need to estimate with more exploration. These include the effects of arrhythmias and gating some errors on functional calculations. Besides, attenuation is another serious topic for BPGS measurements. It is not yet known how seriously reduced counts per frame may affect BPGS data when these are acquired at the same framing rate as ERNA [17]. It still has more researched to explore this technical interests of BPGS.

References

1. Fischman AJ, Moore RH, Gill JB, Strauss HW. Gated blood pool tomography: A technology whose time has come. *Semin Nucl Med.* 1989;19:13-21.
2. Metcalfe MJ, Norton MY, Jennings K, Walton S. Improved detection of abnormal left ventricular wall motion using tomographic ventriculography compared with planar radionuclide and single phase contrast ventriculography. *Br Radiol.* 1993;66:986-989.
3. Christian PE, Nortman CA, Taylor A. Comparison of fully automated and manual ejection fraction calculation: validation and pitfalls. *J Nucl Med.* 1985;26:775-782.
4. ASNC imaging guidelines. *J Nucl Cardiol.* 2001;8:G3-G8.
5. Van Krieking SD, Berman DS, Germano G. Automatic quantification of left ventricular ejection fraction from gated blood pool SPECT. *J Nucl Cardiol.* 1999;6(5):498-506.
6. Nichols K, Humayun N, De Bondt P, Vandenberghe S, Akinboboye OO, Bergmann SR. Model dependence of gated blood pool SPECT ventricular function measurements. *J Nucl Cardiol.* 2004;11(3):282-292.
7. Maxwell CB, Jenkins AT. Drug-induced heart failure. *Am J Health Syst Pharm.* 2011;68:17916-804.
8. Schwartz RG, McKenzie WB, Alexander J, et al. Congestive heart failure and left ventricular dysfunction complicating doxorubicin therapy. seven-year experience using serial radionuclide angiography. *Am J Med.* 1987;82:1109-1118.
9. Nichols KJ, Jain D. Right ventricular parameters: prospect for routine assessment by equilibrium radionuclide angiographic SPECT. *Nuc Med Commun.* 2007;28(3):155-157.
10. Ganz WI, Sridhars KS, Ganz SS, Gonzalez R, Chakko S, Serafini A. Review of tests for monitoring doxorubicin-induced cardiomyopathy. *Oncology.* 1996;53(6):461-470.
11. Mark W, Groch E, Gordon DePuey et al. Planar imaging versus gated blood-pool SPECT for the assessment of ventricular performance: a multicenter study. *J Nucl Med.* 2001;42:1773-1779.
12. Bartlett ML, Srinivassang G, Baker WC, Kitsiou AN, Dilsiou V, Bacharach SI. Left ventricular ejection fraction: comparison of the results from planar and SPECT gated blood pool studies. *J Nucl Med.* 1996;37:1795-1799.
13. Doumit Daou, Francois Harel, Badia O et al. Electrocardiographically gated blood-pool SPECT and left ventricular function: comparative value of 3 methods for ejection fraction and volume estimation. *J Nucl Med.* 2001;42:1043-1049.
14. Higuchi T, Taki J, Nakajima K, et al. Evaluation of left and right ventricular function parameters with automatic edge detection program of ECG gated blood SPECT. *Nucl Med Commun.* 2003;24(5):559-563.
15. Wright GA, Thackary S, Howery S, Cleland JG. Left ventricular ejection fraction and volumes from gated blood-pool SPECT: comparison with planar gated blood-pool imaging with heart failure. *J Nucl Med.* 2003;44(4):494-498.
16. Kim SJ, Kim IJ, Kim YS, Kim YK, Shin YB, Kim DS. Automatic quantification of right ventricular volumes and right ventricular ejection fraction with gated blood pool SPECT. comparison of 8- and 16- frame gated blood pool SPECT with first-pass radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol.* 2005;12(5):553-559.
17. Ami E, Iskandrian, Ernest V. Garcia. Nuclear cardiac imaging—principles and applications. 4th ed. Oxford: New York; 2008:196-197.

門控血池斷層掃描於評估心臟功能之技術要言

詹繕合¹ 洪光威² 邱建勳^{3,4} 鄭凱元⁴ 邱冠菁⁵ 黃政凱^{2,4}

¹ 樹人醫護管理專科學校 醫學影像暨放射技術科

² 秀傳醫療財團法人彰濱秀傳紀念醫院 核子醫學科

³ 沙爾德聖保祿修女會醫療財團法人聖保祿醫院 核子醫學科

⁴ 中臺科技大學 健康科學院醫學影像暨放射科學系

⁵ 國立彰化師範大學 資訊管理研究所

摘要

心室射出率和心室功能可以由許多臨床方法診斷。核醫心室功能檢查(門控血池斷層掃描)之優點在於可提供立體斷層影像;將左、右心室分開(避免重疊),並對左、右心室之心室壁運動狀況進行更好的評估。在此篇技術報告,我們評估 10 位病患分別以平衡態門控血池造影和門控血池斷層掃描方法評估心臟功能。使用門控血池斷層掃描技術,不僅可以將左心房免重疊狀況移除(獲得真實左心室射出率),同時也可以將右心室功能做定量評估。

關鍵詞: 左心室射出率、門控血池斷層掃描、左心室功能

核醫技學誌 2013;10:45-50

102 年 5 月 27 日受理; 102 年 10 月 17 日刊載

通訊作者: 黃政凱

秀傳醫療財團法人彰濱秀傳紀念醫院 核子醫學科

彰化縣鹿港鎮鹿工路 6 號

電話: 04-7813888 轉 70161 電子信箱: changkai0906@gmail.com