

ISSN 1818-2712
J Nucl Med Tech
核醫技學誌

核醫技術學雜誌

Journal of Nuclear Medicine Technology

Journal of Nuclear Medicine Technology

核醫技術學雜誌

Volume 9 Number 1 Pages 1-47 December 2012



Volume 9 Number 1

December 2012

第九卷 第一期 中華民國一〇一年十二月

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)
三軍總醫院

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)

廖佳玲 (Chia-Lin Liao)
台南成大醫院
楊邦宏 (Bang-Hung Yang)
台北榮民總醫院
吳志毅 (Chih-Yi Wu)
新店慈濟醫院

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)
新店慈濟醫院
許重輝 (Chung-Huei Hsu)
台北醫學大學附設醫院

陳毓雯 (Yu-Wen Chen)
高醫附設醫院
陳志成 (Jyh-Cheng Chen)
陽明大學
張文成 (Wen-Cheng Chang)
台北馬偕醫院
游冬齡 (Dong-Ling You)
和信治癌中心醫院
黃博昭 (Por-Jau Huang)
台大醫院
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
廖澍昆 (Shu-Qeinn Tsai)
台北榮民總醫院
劉仁賢 (Ren-shyan Liu)
台北榮民總醫院
劉德健 (Te-Chien Liu)
UCLA, USA
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
蘇誠道 (Cheng-Tao Su)
新光醫院

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
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
陳雅鳳 (Ya-Huang Chen)
亞東醫院
黃雅捷 (Ya-Chieh Huang)
萬芳醫院

中區

陳昌祺 (Chang-Chi Chen)
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
顏宏旗 (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)
高雄長庚醫院
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

核醫技術學雜誌

第9卷第1期

中華民國核醫學學會醫技委員會學誌

中華民國 101 年 12 月發行

原 著

- 使用蒙地卡羅法進行 FLEX Triumph 三合一小動物臨床前單光子電腦斷層掃描儀的模擬與成像品質驗證..... 1
楊晴晴 鄭敬瀚 陳世昇 楊子萱 詹凱傑
- 宜蘭縣冠心症居民有、無患糖尿病患在 Tl-201 心肌灌注掃描差異分析 11
黎穎潔 黎穎曉 洪慧意 姚學華
- 藉由外在均勻度預設時間模式測試不同伽瑪攝影機靈敏度之關係..... 17
邱勇翰 林谷鴻 杜高瑩
- 目視判讀與 BRASS 應用於單光子電腦斷層掃描之癲癇發作病灶定位之比較 21
黃佳文 劉仁賢 朱任公 張為達 施科念

病例報告

- 醫學實驗室之病患安全管理—以 RIA 實驗室檢體錯誤之調查處理為例 31
方雅潔 何佩芸 龔信宗 林慶齡
- 改變影像收集條件以改善高血糖病人接受 F-18 FDG 全身正子檢查的影像品質—病例報告..... 37
吳志毅 張文震 何恭之
- 核醫電腦斷層品質保證測試結果異常報告—技術案例報告..... 43
蔡書汎 羅世煌 吳志毅
-

Journal of Nuclear Medicine Technology

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

Volume 9, Number 1

ISSN 1818-2712
December 2012

Original Articles

- Performance Evaluation of FLEX Triumph Preclinical Single Photon Emission
Computed Tomography Scanner Using Monte Carlo Simulation 1**
*Ching-Ching Yang, Jing-Han Cheng, Shih-Sheng Chen,
Zih-Syuan Yang, Kai-Chieh Chan*
- Differences in Myocardial Perfusion Scans Between Ilan Coronary Artery Disease
Patients with and without Diabetes 11**
Ying-Chieh Li, Ying-Hsiao Li, Huey-Yi Hung, Hsueh-Hua Yao
- Test Relation Sensitivity of Different γ -Cameras by Extrinsic Uniformity Using
Preset Time Mode Imaging Acquisition 17**
Yun Han Chiou, Ku-Hung Lin, Kao-Yin Tu
- O-4 21**

Case Reports

- Patient Safety – Lesson from Sample Misidentification in a RIA Laboratory 31**
Ya-Chieh Fang, Pei-Yun Ho, Shinn-Tzong Gong, Ching-Ling Lin
- Improving Image Quality of F-18 FDG Whole Body PET Scan in the
Patient with Hyperglycemia by a Modified Acquisition Protocol –
A Case Report..... 37**
Camus C.Y. Wu, Wen-Chen Chang, Kung-Chu Ho
- The Error Report of the Nuclear Medicine Computed Tomography Quality Assurance
Test – Technical Report 43**
Shu-Fan Tsai, Shih-Huang Lo, Camus C.Y. Wu

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
主任委員：杜高瑩

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

使用蒙地卡羅法進行 FLEX Triumph 三合一小動物 臨床前單光子電腦斷層掃描儀的模擬與成像品質驗證

楊晴晴^{1*} 鄭敬瀚² 陳世昇¹ 楊子萱¹ 詹凱傑¹

¹ 慈濟技術學院醫學影像暨放射科學系

² 陽明大學生物醫學影像暨放射科學系

摘要

目的：隨著高品質半導體偵檢器的製備技術不斷提升，碲鋅鎘 (cadmium zinc telluride, CZT) 半導體偵檢器開始應用在醫學影像領域。相較於傳統碘化鈉 (sodium iodide, NaI) 閃爍晶體，CZT 半導體晶體本身原子序數高並具有更佳的能量解析度。本研究目的在於探討晶體物理特性的提升對於單光子電腦斷層攝影系統 (single photon emission computed tomography, SPECT) 影像的影響。

材料與方法：本研究的第一階段，我們利用蒙地卡羅法進行小動物 CZT SPECT 之模擬，並比較模擬結果與真實實驗數據之差異。第二階段我們將模擬掃描儀之 CZT 半導體晶體置換成 NaI 閃爍晶體，以比較在相同幾何空間中、不同偵檢晶體下 SPECT 成像表現的差異。驗證測試的項目包含有空間解析度 (spatial resolution)、靈敏度 (sensitivity) 以及散射程度 (primary-to-total ratio, P/T ratio) 的測定。

結果：根據結果顯示，模擬與真實實驗量測的表現相當吻合，證明模擬系統的準確性。以 140 keV 為能窗中心、20% 的能窗寬度進行 Tc-99m 的 SPECT 成像時，空間解析度約為 5.9 mm，靈敏度可達 243.15 cpm/mCi，P/T ratio 則為 5.24%。在晶體比較方面，相對於 NaI SPECT，CZT SPECT 的空間解析度約提升了 3-6%，靈敏度約提升 1.5-3.7 倍，P/T ratio 約提升了 0.57-1.66%。

結論：我們以蒙地卡羅法建立了一台高準確度的小動物 CZT SPECT 模擬掃描儀，並探討傳統 NaI 閃爍晶體與

CZT 半導體晶體對 SPECT 影像的影響。整體而言，CZT SPECT 相對 NaI SPECT 有較好的成像品質表現。本實驗所使用之造影系統是國內第一台小動物 CZT SPECT，我們期望本研究的量測結果能夠提供給相關研究單位參考與比較。

關鍵詞：單光子電腦斷層攝影系統，蒙地卡羅模擬，碲鋅鎘半導體偵檢器

核醫技學誌 2012;9:1-9

前言

蒙地卡羅模擬方法 (Monte Carlo simulation, MCS) 目前已被廣泛應用在醫學物理的研究上，主要原因是由於 MCS 能有效克服真實實驗所受到的限制。臨床使用之放射性核種必須利用迴旋加速器或是核子反應爐生產，所產生的核種本身又有衰變的特性，因此對於特定藥物的製造和取得造成困難；此外，在真實造影情況下，我們並無法分辨光子本身的歷程，而透過 MCS 即可模擬自然界中放射核種的衰變過程、光子與物質的作用以及偵檢器接收光子的過程 [1]。因此，MCS 常被應用於核子醫學領域中硬體與軟體的研究，例如新型造影系統或偵檢器開發、造影程序最佳化或影像重建方法的效能評估 [2]。MCS 也可應用於放射治療的領域上，例如輻射劑量的計算以及分布情況 [3]。MCS 雖然有上述優點，但是模擬空間畢竟不同於真實情況，因此進行模擬實驗前，須確認模擬所建構的造影系統是準確的 [4-6]。本研究中的第一階段，我們利用蒙地卡羅模擬工具 GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission)，進行半

通訊作者：楊晴晴 Ph.D. 助理教授
970 花蓮市建國路二段 880 號 慈濟技術學院醫學影像暨放射科學系
電話：03-8572158
電子信箱：cyang@tccn.edu.tw

導體碲鋅鎘 (cadmium zinc telluride, CZT) 單光子電腦斷層攝影系統 (single photon emission computed tomography, SPECT) 之模擬，並使用臨床最普遍的射源 Tc-99m 進行模擬與真實造影系統性能的驗證，驗證項目包含空間解析度 (spatial resolution)、靈敏度 (sensitivity) 以及散射程度 (primary-to-total ratio) 的測定。

相較於傳統碘化鈉 (sodium iodide, NaI) 閃爍晶體，CZT 半導體晶體本身原子序數高、禁帶能寬大、電阻率高，所以可在室溫下用於偵測能量 10-500 keV 的光子 [7-9]。由於 CZT 相對於 NaI 有較大的原子序，故能增加光電效應的作用截面，提供較好的偵測效率，同時也可藉由此特性縮小偵檢器尺寸以提升空間解析度 [10-12]。此外，半導體偵檢器直接將光子轉換成電子電洞對，不需經由光電倍增管進行訊號轉換，因此可降低計數之統計誤差，提升能量解析度 [13]。為了探討上述 CZT 半導體的物理特性對於 SPECT 影像的影響，我們於本研究的第二階段將模擬掃描儀之 CZT 半導體晶體置換成 NaI 閃爍晶體，以比較 Tc-99m 在相同幾何空間中、不同偵檢晶體下 SPECT 成像表現的差異。本實驗所使用之造影系統是國內第一台小動物 CZT SPECT，我們期望本研究的量測結果能夠提供給相關研究單位參考與比較。

材料與方法

蒙地卡羅模擬

GATE 是以 Geant4 為計算核心的蒙地卡羅模擬軟體，使用 C++ 程式語言撰寫而成，專門應用於核子醫學領域下造影系統的模擬 [14, 15]。這套軟體包含了偵檢器幾何構造的描述、射源的設置、追蹤粒子於物質中的作用歷程、偵檢器靈敏度的反應、資料的儲存、三維圖形顯示等工具。本研究以 GATE 針對 FLEX Triumph 三合一小動物臨床前分子影像系統的 X-SPECT (Gamma Medica-Ideas, Norridge, CA) 進行模擬；此照影儀的單一 CZT 晶體大小為 $1.5 \times 1.5 \text{ mm}^2$ 、pitch 為 1.6 mm，每 16×16 個晶體形成一個塊狀模組 (block)，而 5×5 個塊狀模組形成一個探測頭 (detector head)，本系統共包含三個探測頭。CZT 與 NaI SPECT 模擬掃描儀在 140 keV 的能量解析度分別設定為 4.5% 與 12%。造影系統搭配孔徑為 1.2 mm、鉛隔厚度為 0.2 mm、長度為 2.54 cm 的平行孔準直儀 (parallel-hole collimator)。模擬產生的光子先以 list mode 的形態儲存射源數量、能量、康普頓作用

次數與偵測位置等資訊，我們再從 list mode 數據篩選所需事件並轉換為 frame mode 的形態，每個探測頭在 180° 的掃描角度下獲得 32 張 80×80 矩陣大小的投影影像 (projection)。接著以 Filtered back-projection 重建影像，影像矩陣大小為 $80 \times 80 \times 80$ ，體素大小為 1.5 mm。為產生真實大鼠照影下的光子衰減與散射情形，我們以一個外徑為 5.1 cm、內徑為 4 cm、長為 11.4 cm、體積為 408 cm^3 的圓柱型水假體模擬大鼠尺寸的照影物體 (Figure 1a)。

系統空間解析度

本研究使用線射源來評估 SPECT 影像之空間解析度表現；線射源為內徑 1 mm、5 cm 長的玻璃毛細管，管內裝滿活性約為 7.4 MBq (0.2 mCi) 的 Tc-99m 射源，分別放置於圓柱型假體正中心以及偏離旋轉中心軸 $\pm 1.3 \text{ cm}$ 處，旋轉半徑 (radius of rotation) 為 12 cm，能窗以 140 keV 為中心開 5% (137-144 keV)、10% (133-148 keV) 以及 20% (126-154 keV) 的寬度，掃描時間為 30 分鐘，共收集 96 張投影，分別在圓柱型假體不充填水 (Figure 1b) 與灌滿水 (Figure 1c) 的情形下進行量測。為了計算空間解析度，我們對重建完成的影像擷取線射源的影像強度曲線，再將此曲線以高斯函數做擬合，算出此曲線之半高全寬值 (full width at half maximum, FWHM)。

系統靈敏度

為了評估 SPECT 系統之靈敏度，我們在圓柱型水假體中心位置放置一個半徑為 3 mm 的球型假體，球型假體內裝填有 7.4 MBq/ml (0.2 mCi/ml) 的 Tc-99m，旋轉半徑為 12 cm，能窗以 140 keV 為中心開 5% (137-144 keV)、10% (133-148 keV) 以及 20% (126-154 keV) 的寬度，掃描時間為 30 分鐘，共收集 96 張投影 (Figure 1d)。為了計算系統靈敏度，我們在重建影像上圈選與球型假體大小相同的 ROI (region of interest)，將其量測到的計數值除以造影時間與射源真實活度即為所求：

$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{Counts inside the ROI} / \text{Scan time} \left(\frac{\text{cpm}}{\text{MBq}} \right)}{\text{Activity}} \quad (1)$$

系統散射程度測定

本實驗是以 primary-to-total ratio (P/T ratio) 做為影像

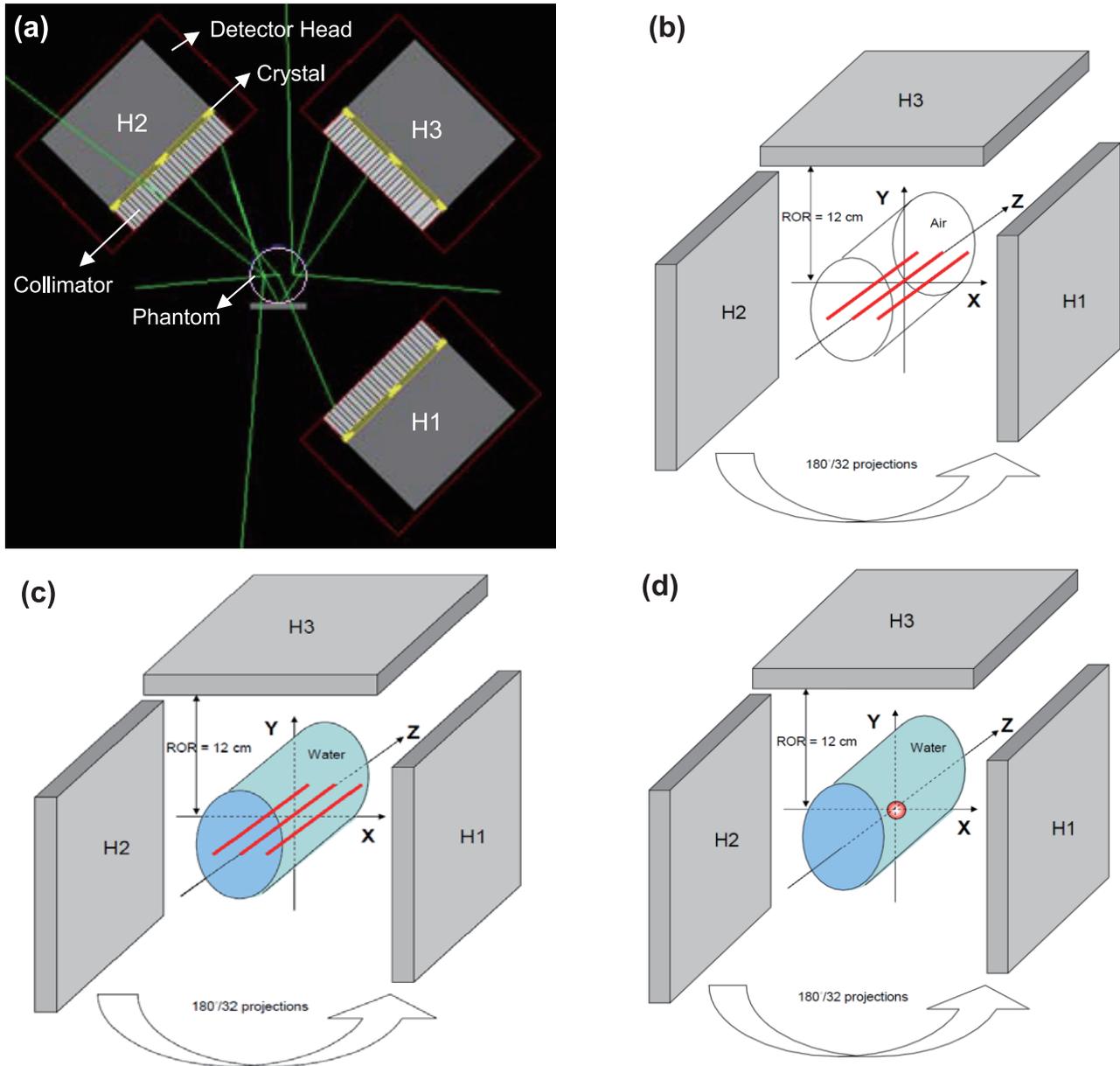


Figure 1. Schematic representation of scanner configuration modeled by GATE (a) and scan setups to investigate spatial resolution (b, c), sensitivity and P/T ratio (d).

散射程度的指標，量測的影像資料採用與系統靈敏度測試相同的重建影像，量測方式為在影像上圈選與球型假體大小相同的 ROI，並且假設 ROI 內部的計數來源為原始光子 (primary photon)，即沒有發生康普頓作用並平行於準直儀方向的光子，而在 ROI 以外的計數來源，則為穿透鉛錳或已發生散射後的光子。將 ROI 內的計數除上 80 張重建影像中所有的計數，所得到的比值即用以作為

光子散射情況的指標：

$$\text{Primary - to - Total ratio} = \frac{\text{Counts inside the ROI}}{\text{Total Count}} \quad (2)$$

因此，P/T ratio 數值越高，代表越多的原始光子被接收到，反之，若偵檢器接收到越多的散射或穿透光子，造成 ROI 範圍外的光子變多，比值就會越低。

結果與討論

CZT SPECT 空間解析度之驗證

Figure 2a 及 2b 分別為圓柱型假體不充填水與灌滿水的情形下所量測之空間解析度，可以發現模擬與真實實驗結果表現相當吻合，整體而言百分誤差最大為 1.5%。根據結果顯示，5% 能窗寬度設定下所量測到的半高全寬值約為 5.8 mm，而半高全寬值隨著能窗的增大而上升；主要原因可能是當能窗設定的越寬，所收集到散射光子的比例也會隨著變高，散射光子被偵測到的空間位置並不符合真實核種的分佈位置，故會產生不正確的空間資訊，進而影響空間解析度。此外，空間解析度在水中的表現皆比在空氣中要差，可能是由於光子在水中會比在空氣中產生更為明顯的衰減現象，造成光子量

減少，而且光子在水中行徑的過程中也較容易發生散射作用，因此降低了影像品質。

CZT SPECT 靈敏度之驗證

在能窗寬度 5%、10%、20% 下真實實驗所量測之靈敏度分別為 151.74 ± 21.84 cpm/mCi、 203.05 ± 29.09 cpm/mCi、 245.31 ± 34.91 cpm/mCi。而在模擬系統中，能窗寬度設定為 5%、10%、20% 下的量測結果分別為 176.98 cpm/mCi、 238.53 cpm/mCi、 243.15 cpm/mCi (Figure 2c)。可以發現模擬與真實實驗的表現上相當吻合，整體而言百分誤差最大只有 5.8%，而隨著能窗的開大，靈敏度也跟著升高。

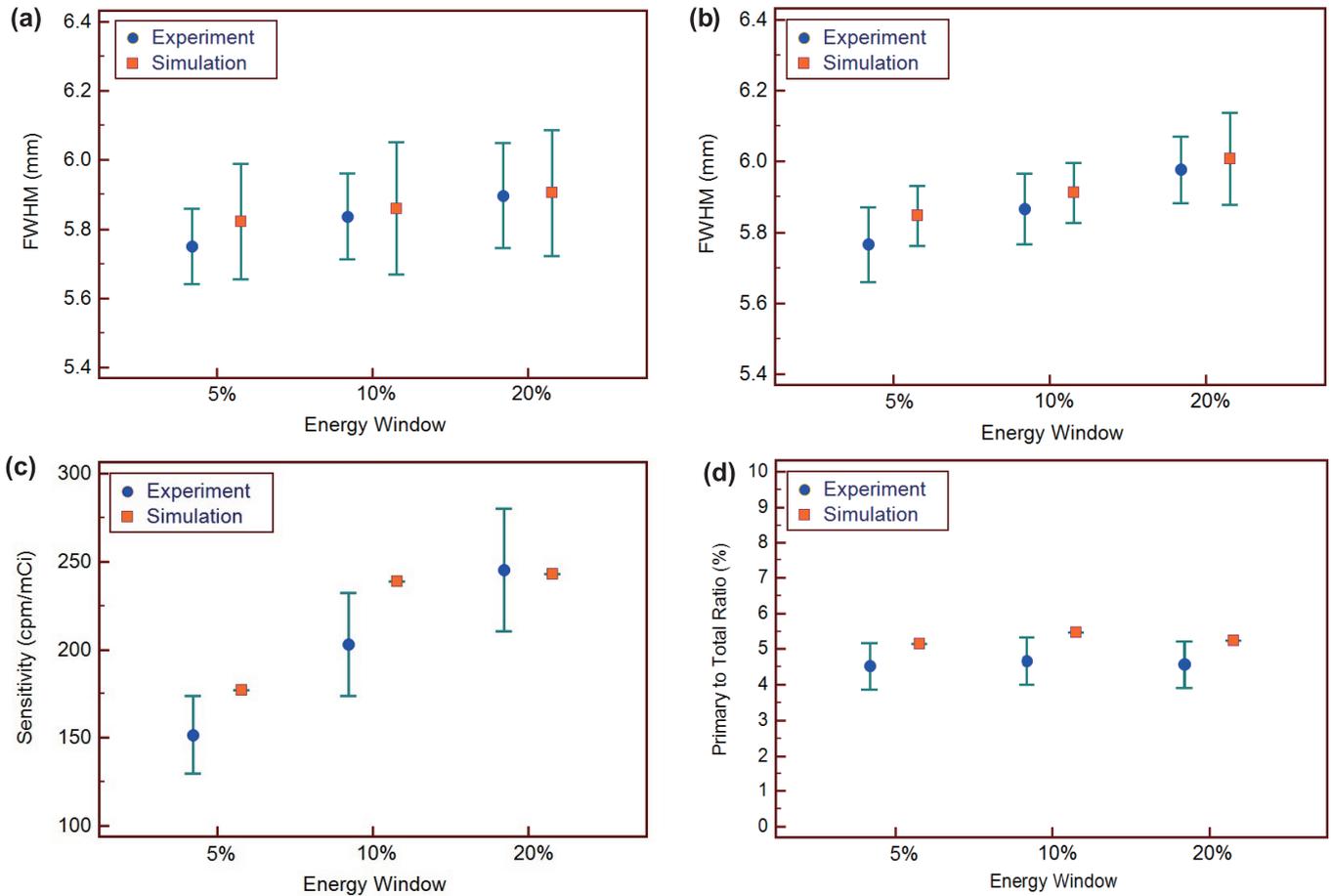


Figure 2. Comparison between simulation and experiment for CZT SPECT images in terms of spatial resolution measured with line sources suspended in air (a) and surrounded by water (b), sensitivity (c) and P/T ratio (d). The energy window was centered at 140 keV.

CZT SPECT 散射程度之驗證

Figure 2d 為不同能窗下散射程度的量測結果，可以發現模擬與真實實驗的表現相當吻合。根據結果顯示隨著造影能窗的變寬，P/T ratio 先升高而後降低。根據 Figure 3a 的能譜顯示，隨著能窗寬度從 5% 開大至 10%，所增加的原始光子數量相較於散射光子要來的更明顯，因此在模擬所得之 P/T ratio 從 5.14% 上升至 5.48%。而從能譜中可發現 10% 的能窗寬度已包含了大部分的原始光子，若能窗寬度從 10% 上升至 20%，增加的光子主要是來自散射光子，因此造成 P/T ratio 下降至 5.24%。

CZT 與 NaI SPECT 空間解析度之比較

Figure 4a 及 4b 為 CZT 與 NaI SPECT 空間解析度的表現，可以發現空間解析度皆隨著能窗的增大而變差，原因可能是由於隨著能窗設定越寬，所收集到散射光子

的比例也會隨著變多而致。根據結果顯示，CZT SPECT 之空間解析度相較於 NaI SPECT 有較好的表現，整體而言，空間解析度約提升 3-6%。CZT 相較於 NaI 有更佳的能量解析度，此外，CZT 偵測效率較高，因此能產生較多的光子，進而提升空間解析度。

CZT 與 NaI SPECT 靈敏度之比較

Figure 4c 為 CZT 與 NaI SPECT 靈敏度的表現；根據結果顯示，CZT SPECT 相較於 NaI SPECT 有較好的靈敏度，整體而言大約提升 1.5-3.7 倍。NaI SPECT 的靈敏度隨著能窗的增大而變高；而 CZT SPECT 的能窗寬度從 5% 上升至 10% 時，靈敏度增加了 1.35 倍，能窗寬度從 10% 上升至 20% 時，靈敏度增加了 1.02 倍。

CZT 與 NaI SPECT 散射程度之比較

Figure 4d 為 CZT 與 NaI SPECT P/T ratio 的表現；根

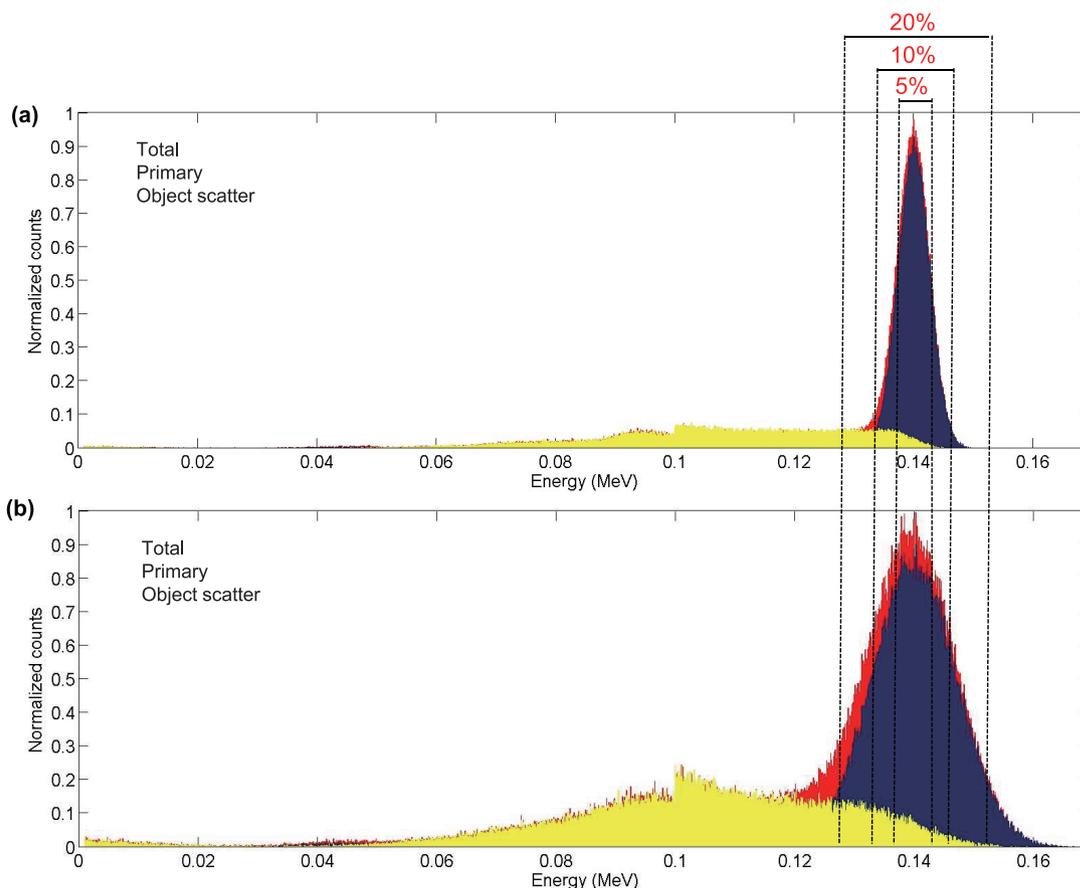


Figure 3. Comparison between energy spectra taken with CZT (a) and NaI (b) SPECT scanners.

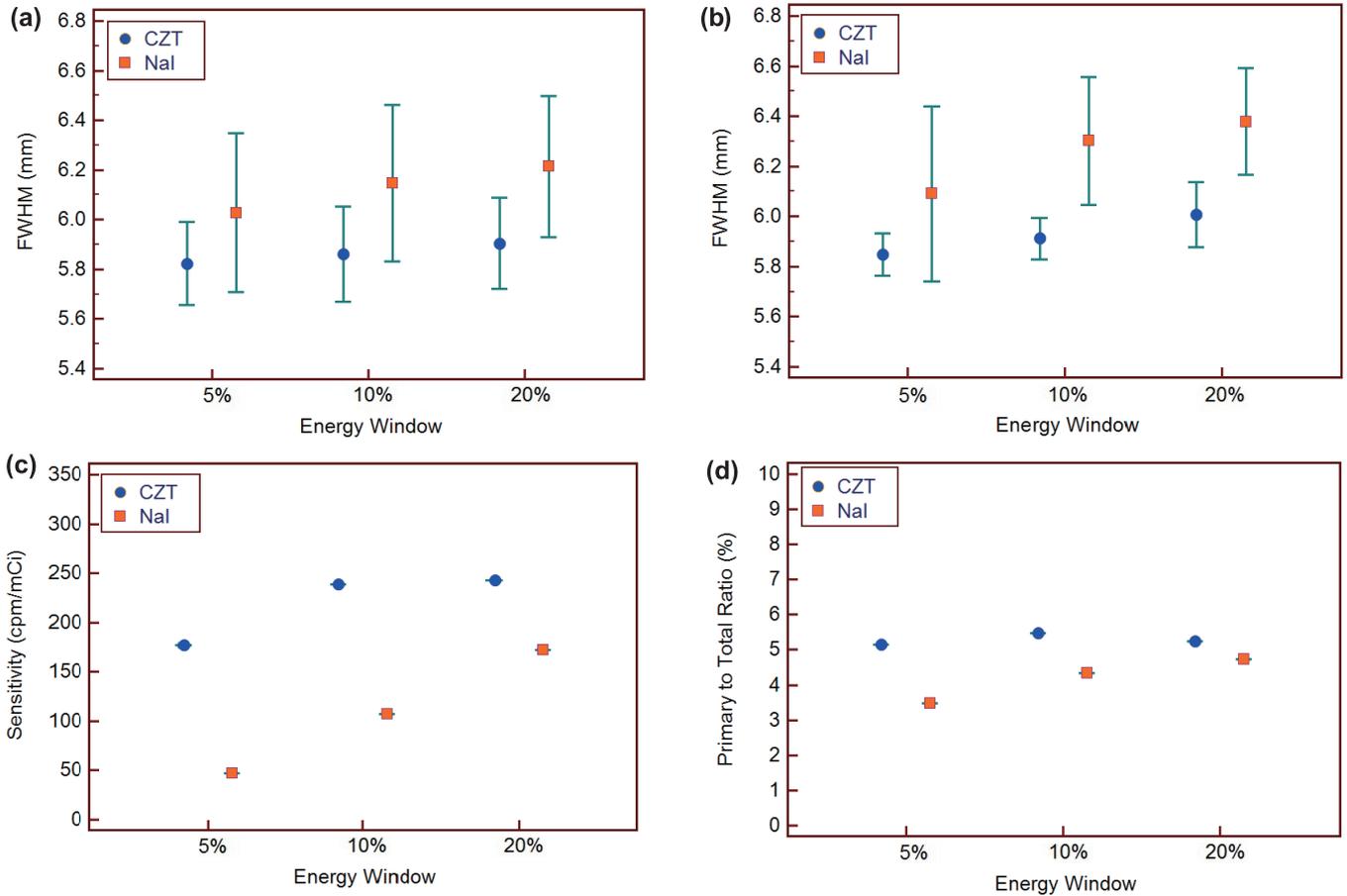


Figure 4. Comparison between image performance in terms of spatial resolution measured with line sources suspended in air (a) and surrounded by water (b), sensitivity (c) and P/T ratio (d) for CZT and NaI SPECT scanners. The energy window was centered at 140 keV.

據結果顯示，隨著造影能窗的變寬，CZT SPECT 的 P/T ratio 先升高而後降低，原因同先前所述。但 NaI SPECT 的 P/T ratio 隨著造影能窗的變寬而增高。我們從 Figure 3b 發現，當能窗寬度從 5% 開大到 20%，所增加的原始光子數量相較於散射光子要來的更明顯，因此 P/T ratio 從 3.48% 上升到 4.73%。此外，NaI SPECT 之 P/T ratio 皆比 CZT SPECT 來的低，這點也可從能譜上得到驗證。

CZT 與 NaI SPECT 之重建影像

Figure 5 與 Figure 6 分別為 CZT 與 NaI SPECT 在不同能窗下所偵測之所有光子、原始光子以及散射光子的重建影像。

結 論

我們利用蒙地卡羅模擬工具 GATE，對一台小動物 CZT SPECT 建立模擬掃描儀，並將模擬與真實實驗的結果進行分析與比較，發現兩者的表現相當吻合，證明模擬系統的準確性。以 140 keV 為能窗中心、20% 的能窗寬度進行 Tc-99m 的 SPECT 成像時，這台 CZT SPECT 掃描儀的空間解析度約為 5.9 mm，靈敏度可達 243.15 cpm/mCi，P/T ratio 則為 5.24%。整體而言，CZT SPECT 相對於 NaI SPECT 有較好的成像表現，空間解析度約提升了 3-6%，靈敏度約提升 1.5-3.7 倍，P/T ratio 約提升了 0.57-1.66%，主要原因推測是由於 CZT 相對 NaI 有較好能量解析度以及偵測效率所致。隨著高品質半導體偵檢器的製備技術不斷提升，相信 CZT 半導體偵檢器將會更

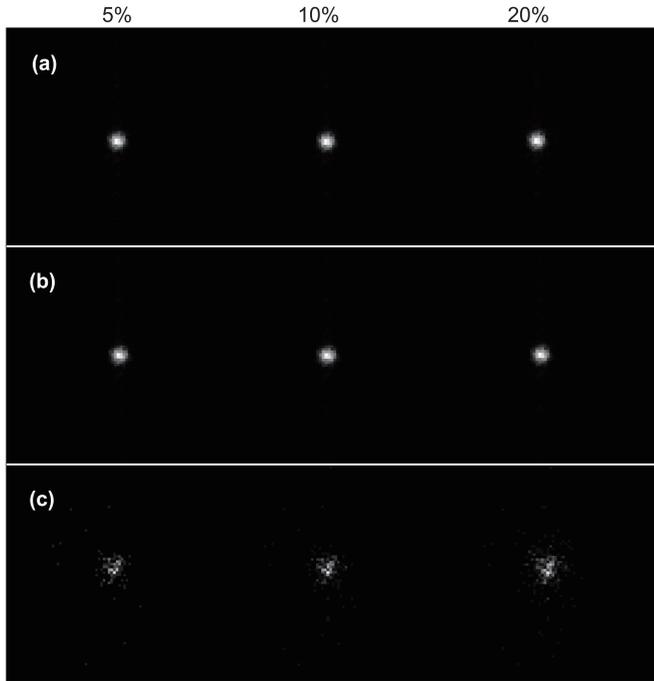


Figure 5. Reconstructed images acquired with CZT SPECT scanner for (a) total, (b) primary and (c) scattered photons acquired with energy windows width of 5%, 10% and 20% .

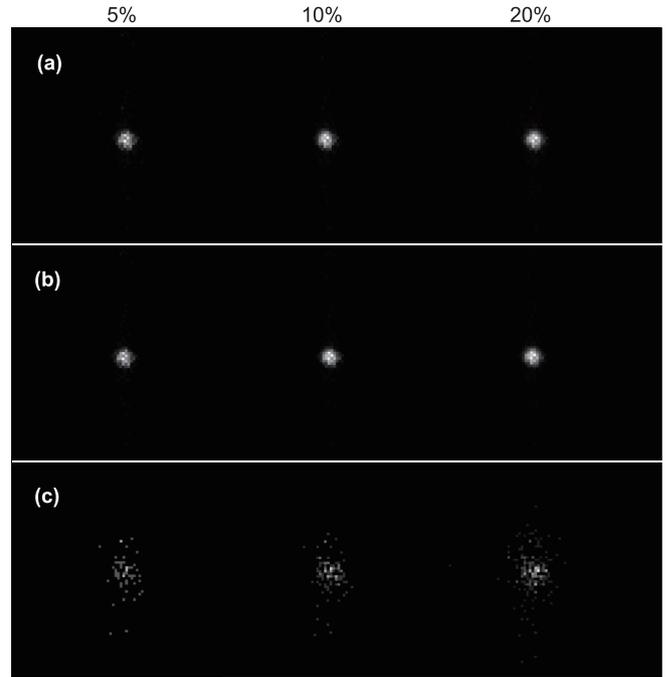


Figure 6. Reconstructed images acquired with NaI SPECT scanner for (a) total, (b) primary and (c) scattered photons acquired with energy windows width of 5%, 10% and 20%.

加廣泛的應用在醫學影像的領域。

致 謝

本計劃承蒙慈濟技術學院計畫編號 981A21 經費贊助，以及陽明大學分子暨基因影像核心設施之技術詢問與協助，特此致謝。

參考文獻

1. De Beenhouwer J, Staelens S, Vandenberghe S, et al. Physics process level discrimination of detections for GATE: assessment of contamination in SPECT and spurious activity in PET. *Med Phys.* Apr 2009;36(4):1053-1060.
2. Crespo C, Gallego J, Cot A, et al. Quantification of dopaminergic neurotransmission SPECT studies with ¹²³I-labelled radioligands. A comparison between different imaging systems and data acquisition protocols using Monte Carlo simulation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* Jul 2008;35(7):1334-1342.
3. Sterpin E, Chen Y, Chen Q, Lu W, Mackie TR, Vynckier S. Monte Carlo-based simulation of dynamic jaws tomotherapy. *Med Phys.* Sep 2011;38(9):5230-5238.
4. Tanaka M, Uehara S, Kojima A, Matsumoto M. Monte Carlo simulation of energy spectra for (¹²³I) imaging. *Phys Med Biol.* Aug 7 2007;52(15):4409-4425.
5. Assie K, Gardin I, Vera P, Buvat I. Validation of the Monte Carlo simulator GATE for indium-111 imaging. *Phys Med Biol.* Jul 7 2005;50(13):3113-3125.
6. Staelens S, Strul D, Santin G, et al. Monte Carlo simulations of a scintillation camera using GATE: validation and application modelling. *Phys Med Biol.* Sep 21 2003;48(18):3021-3042.
7. Mori I, Takayama T, Motomura N. The CdTe detector module and its imaging performance. *Ann Nucl Med.* Dec 2001;15(6):487-494.
8. Schlesinger TE, Toney JE, Yoon H, et al. Cadmium zinc telluride and its use as a nuclear radiation detector material. *Materials Science and Engineering: R:*

- Reports*. 2001;32(4-5):103-189.
9. Kim H, Furenlid LR, Crawford MJ, et al. SemiSPECT: a small-animal single-photon emission computed tomography (SPECT) imager based on eight cadmium zinc telluride (CZT) detector arrays. *Med Phys*. Feb 2006;33(2):465-474.
 10. Boone JM, Chavez AE. Comparison of x-ray cross sections for diagnostic and therapeutic medical physics. *Med Phys*. Dec 1996;23(12):1997-2005.
 11. Sordo SD, Abbene L, Caroli E, Mancini AM, Zappettini A, Ubertini P. Progress in the Development of CdTe and CdZnTe Semiconductor Radiation Detectors for Astrophysical and Medical Applications. *Sensors (Basel)*. 2009;9(5):3491-3526.
 12. Meier D, Wagenaar DJ, Chen S, Xu J, Yu J, Tsui BM. A SPECT Camera for Combined MRI and SPECT for Small Animals. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*. Oct 1 2011;652(1):731-734.
 13. Myronakis ME, Darambara DG. Monte Carlo investigation of charge-transport effects on energy resolution and detection efficiency of pixelated CZT detectors for SPECT/PET applications. *Med Phys*. Jan 2011;38(1):455-467.
 14. Assie K, Breton V, Buvat I, et al. Monte Carlo simulation in PET and SPECT instrumentation using GATE. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2004;527(1??):180-189.
 15. Jan S, Santin G, Strul D, et al. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys Med Biol*. Oct 7 2004;49(19):4543-4561.

Performance Evaluation of *FLEX Triumph* Preclinical Single Photon Emission Computed Tomography Scanner Using Monte Carlo Simulation

Ching-Ching Yang^{1*}, Jing-Han Cheng², Shih-Sheng Chen¹,
Zih-Syuan Yang¹, Kai-Chieh Chan¹

¹Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, Tzu-Chi College of Technology

²Department of Biomedical Imaging and Radiological Sciences, National Yang-Ming University

Abstract

Purpose: With the considerable progress in the development of semiconductor, cadmium zinc telluride (CZT) can be used in gamma camera for single photon emission computed tomography (SPECT) imaging. Compared with NaI, CZT has higher atomic number and better energy resolution. The aim of this study was to evaluate how the improvement in crystal properties affects small animal SPECT studies.

Methods: Monte Carlo simulator for a CZT SPECT was built and compared with real scanner to examine the accuracy of the simulation model. Then, the CZT SPECT simulator was compared with a Monte Carlo simulated scanner of the same scanner configuration but using NaI crystal-based gamma camera. Validation testing included spatial resolution, sensitivity and primary-to-total ratio (P/T ratio).

Results: Based on our result, the experimental data were in agreement with the simulations. For Tc-99m CZT SPECT images acquired using a 20% window centered on the 140 keV peak, the spatial resolution, sensitivity and P/T ratio were 5.9 mm, 243.15 cpm/mCi and 5.24%, respectively. Spatial resolution, sensitivity and P/T ratio of the CZT SPECT improved by 3-6%, 1.5-3.7 folds and 0.57-1.66% than those of NaI SPECT, respectively.

Conclusion: The first small animal CZT SPECT in Taiwan was modeled realistically using Monte Carlo simulation. Through simulation study, it was found that the CZT SPECT exhibited improved imaging performance compared with a NaI-based system. Our results should be able to provide useful insight for rapidly evolving imaging technology.

Key words: single photon emission computed tomography, Monte Carlo simulation, cadmium zinc telluride semiconductor

J Nucl Med Tech 2012;9:1-9

Corresponding author: Ching-Ching Yang, Ph.D.
970
TEL: (886)03-8572158
E-mail: cyang@tccn.edu.tw

宜蘭縣冠心症居民有、無患糖尿病患在 TI-201 心肌灌注掃描差異分析

黎穎潔^{1,2} 黎穎曉³ 洪慧意³ 姚學華¹

¹ 元培科技大學 放射技術系

² 台北榮民總醫院蘇澳分院 放射科

³ 羅東博愛醫院 核子醫學科

摘要

背景介紹：

宜蘭縣政府 2005 年舉辦「蘭陽好厝邊健康服務計畫」，80.3% 40 歲以上宜蘭縣民受檢者中，冠心症高危險群個案（罹患糖尿病或高血壓民眾）即達 48.8%，本研究旨在分析宜蘭縣居民罹患糖尿病與冠心症間之相關性。

方法：

本研究採回溯性研究模式，共收集宜蘭縣於 2010 年 1 月至 6 月因醫師判定懷疑患有冠心症而做核子醫學的心肌灌注掃描病人，若心肌灌注掃描影像有缺損，續以冠狀動脈電腦斷層血管攝影判斷是否為冠心症病人。前述冠心症病人再依據 1997 年美國糖尿病學會糖尿病診斷標準判斷是否為糖尿病患者。

結果：

本研究共收集 855 位心肌灌注掃描病人，年齡分佈於 30~93 歲（平均年齡 66.93±12 歲），其中得糖尿病總數為 655 位（76.6%），無糖尿病患者為 200 位（23.3%）。683 位心肌灌注掃描異常之冠心症病人中，經冠狀動脈電腦斷層血管攝影鑑定為冠心症病共有 671 位，其中，糖尿病者 562 位（83.8%），無糖尿病者 109 位（16.2%）。172 位心肌灌注掃描無異常者，有糖尿病者 83 位（52%），無糖尿病者 89 位（48%）。

結論：

糖尿病患者比無糖尿病者更容易產生心肌缺損，導致相關致死的病變機率也越高。

關鍵詞：心肌灌注掃描、冠心症、糖尿病

核醫技學誌 2012;9:11-16

前言

由宜蘭縣衛生局所主辦的「蘭陽好厝邊健康服務計畫」於九十四年底完成，所有宜蘭縣 40 歲以上的鄉親有 80.3% 接受「蘭陽好厝邊健康服務計畫」檢查服務。依據此計畫建立的資料庫進行統計分析後結果顯示，受檢者中罹患糖尿病或高血壓的民眾，列為冠狀動脈心臟病（簡稱為冠心症）高危險群宜蘭縣民高達 48.8%【1】。

民國 94 年全國及宜蘭縣發生的十大主要死因，主要以慢性病為主（事故傷害及自殺除外），因為臺灣經濟發展快速，生活水準提升，伴隨者人民生活步調快速緊張且忙碌，飲食習慣改變為偏向攝取精緻化及高熱量的食物，普遍處於運動不足的狀態下，漸漸使得代謝性疾病上身，產生三高族群（血壓高、血脂高及血糖高）及肥胖人口日益增加，所以患心臟疾病機會也大大提升。

以全國民眾民國 94 年主要死因與全宜蘭縣在民國 94 年時主要死因比較，宜蘭縣居民罹患心臟病致死率較高，可能因為心臟病發作時，援助的黃金救援時間極短，宜蘭縣的醫療資源貧瘠及分配不均，導致宜蘭縣民眾因心臟疾病的致死率較全國高。以糖尿病而言，宜蘭縣人口老化嚴重，求職謀生不易，青壯年人口外移嚴重，很多家庭剩下年長父母，且宜蘭縣醫療資源貧瘠，就醫困難，造成有很多隱形糖尿病人口，將影響主要死因的統計結果【2】。

心臟疾病一直盤旋在十大死因前五名內，在心臟疾

通訊作者：姚學華
聯絡地址：30015 新竹市元培街 306 號 元培科技大學 放射技術系（所）
聯絡電話：03-6102305
電子信箱：hhyao@mail.ypu.edu.tw

病當中又以冠心症為主。糖尿病雖沒有像心臟疾病致死率較高，但也落在前十名，有文獻指出糖尿病和心臟疾病有相關聯性【3】，且臺灣已邁入高齡化社會，慢性疾病所遭受到的疾病負擔也會日益沉重。文獻上均只對宜蘭地區民眾探討糖尿病或冠心症問題，未探討冠心症的疾病是否和糖尿病有相關聯，本研究旨在針對宜蘭縣罹患冠心症的民眾心肌缺氧的情形是否和罹患糖尿病有相關聯性。

材料與方法

本研究採取回溯性研究模式，共收集宜蘭縣於西元 2010 年 1 月至 6 月因為醫師判定患有冠心症而排做核子醫學的心肌灌注掃描的病人（壓力相和休息相均使用 ^{201}Tl 同位素，壓力相採取者是用藥物模擬模式注射血管擴張劑 Dipyridamole），共 907 位（男性 497 人，女性 410 人），排除 52 位（男性 30 人，女性為 22 人）外院轉檢患者，計 855 位。

續蒐集這些病人的生化分析數值，如空腹血糖值及糖化血色素值及調閱這些病人的病歷，以確定這些個案中是否患有糖尿病，之後再蒐集這些病患的心肌灌注掃描的影像及其核子醫學的影像報告後，加以分析。

本研究 855 位病人年齡分佈於 30~93 歲，其中患有糖尿病的病人總數為 655 位，沒罹患糖尿病患者為 200 位。683 位心肌灌注掃描異常之冠心症病人中，但經冠狀動脈電腦斷層血管攝影鑑定為非冠心症病人共有 12 位需扣除，剩下 671 位患者，然而糖尿病者 562 位，無糖尿病者 109 位。

心肌灌注掃描

病人在做心肌灌注掃描檢查時分為兩個段落，即為壓力相與休息相，一般早上作壓力相後，隔 3~5 小時，約在下午時（心肌恢復平穩的狀態下）繼續進行做休息相。做造影時先做壓力相，受檢者採取平躺的姿勢，病人在心電圖的監視下由靜脈注射 Dipyridamole (Persantin、百靈佳股格翰、德國，所需建議劑量為 0.142 mg/kg/minute) 以輔助心肌灌注造影，所使用的劑量需依照病人的體重來做調整，一般建議施打 Dipyridamole 需連續注射 4 分鐘。

注射 Dipyridamole 後 2 分鐘再由靜脈注射 74MBq（約 2mCi 鉍 -201, FUJI FILM, Tokyo, Japan，所需劑量為

0.14 mg/kg/min），由藥物來進行模擬心臟處於如個體在運動狀態下的心肌灌注壓力相掃描，每次造影掃描時間約 15~20 分鐘。壓力相的影像取相結束後，等待約 4~6 小時後進行休息相的心肌灌注掃描。

做心肌灌注掃描時，使用雙頭加馬攝影儀 (E-CAM-3016、Seimens、德國) 並搭載低能量高解析度準質儀 (S/N 02066、Seimens、德國)，在攝影時雙頭攝影機呈現直角，病人採仰臥姿勢並雙手抱頭。

取像條件

執行鉍 -201 單光子斷層心肌灌注時，設定兩個取像能峰包含 70keV 對稱 20%、166keV 對稱 14%，搜集影像的範圍由患者右前方 45 度到左後方 45 度，共 180 度，使用非圓型軌道 NCO (non-circular)，矩陣圖元大小為 64*64，採連續取像模式，壓力相及休息相為每 25 秒取像一張，共取像 64 張。

心肌灌注掃描的影像處理

檢查結束後所有影像資料傳送到影像處理電腦 (I-CON)，影像重組方式為濾波背投影法 (filtered backprojection)，Butterworth 濾波器（設定 cut off 0.45，order 5），影像處理後顯示左心室短軸、垂直軸及水準軸三種切面。

分析方法

本實驗所蒐集的個案數，是以全宜蘭縣患有冠心症（被醫師判定為冠心症）後做核子醫學的心肌灌注掃描的居民，利用心肌灌注掃描影像上心肌缺損的情形和此患者有無罹患糖尿病來做分析，所使用的分析軟體為 SPSS 18.0 版及貝氏分析法。

結 果

(一) 分析宜蘭縣罹患冠心症的居民其罹患糖尿病影像缺損關聯性

醫生判定為冠心症（後經電腦斷層的血管攝影術確診為冠心病）的縣民，他們罹患糖尿病的比例甚高，姑且不論做心肌灌注造影後，影像是否有缺損狀態，在總人數 843 人當中，患有糖尿病的病人有 651 人，而未有糖尿病的冠心症病人有 192 人。

有糖尿病的冠心症病人做心肌灌注造影有 562 人呈

現缺損的狀態（佔糖尿病患者總數 86.3%），而未患糖尿病得冠心病病人有 89 名心肌灌注影像呈現缺損（佔未患糖尿病患者總數 46.3%）。

由上述數據得到結果是糖尿病極有可能造成心肌方面的問題，進而影響到容易使得心肌灌注造影的呈現是缺損的狀態。

我們用 SPSS 的交叉表的卡方檢定分析後發現，卡方檢定值所顯現的 P 值為 $0.00 < 0.05$ ，代表者心肌灌注的影像是否缺損和病人有、無罹患糖尿病是有顯著性的，意思代表在宜蘭縣罹患冠心病的居民他們同時罹患糖尿病容易造成影像缺損（表 1）。

由此可見，冠心病和糖尿病是很有關係的。因為糖尿病是心血管疾病當中重要的危險因子之一，在糖尿病中的第二型糖尿病患病率和致死率首要原因就是冠心病。

(二) 分析宜蘭縣冠心病居民 65 歲以上和 65 歲以下和糖尿病的關聯性

由我們蒐集的資料發現到罹患冠心病（後經電腦斷層的血管攝影術確診為冠心病）合併糖尿病共 651 人，然後 65 歲以上罹患糖尿病的人數在 598 人，65 歲以下罹患糖尿病的人數為 53 人。在比例上 65 歲以上患糖尿病的人數佔 91.9%，65 歲以下罹患冠心病的人數為 8.1%。

宜蘭縣居民 65 歲以上罹患冠心病及糖尿病的人數甚多，這和吳立偉等人用全民健保資料系統抽樣分析台灣地區 2000 年到 2006 年糖尿病的盛行率發現 65 歲以上罹患糖尿病合併心肌梗塞為 63.2%、65 歲以上罹患糖尿病合併鬱血性心臟衰竭為 73.66%【4】相比，在此次實驗所蒐集的資料顯示，宜蘭縣的居民 65 歲以上冠心病合併心血管疾病的人數較多，但是大體上也是代表糖尿病、冠心病和年齡都是相互影響的危險因子。

我們用 SPSS 交叉表的卡方檢定來分析宜蘭縣罹患冠心病的居民他們的年齡和罹患糖尿病的關連性，結果卡方檢定值所顯現的 P 值為 $0.00 < 0.05$ （表 2），表示患有冠心病的宜蘭縣居民他們罹患糖尿病與否和年齡是有極顯著相關性，因為年齡越大越容易罹患新陳代謝性疾病，即宜蘭縣患有冠心病居民年齡越大，越容易罹患糖尿病。

(三) 分析宜蘭縣冠心病居民 65 歲以上和 65 歲以下與心肌灌注影像缺損的關聯性

冠心病屬於老年人常犯的心血管的新陳代謝性疾病，心肌灌注影像缺損代表該病人罹患心血管疾病，所以據我們統計宜蘭縣罹患冠心病的居民發現，65 歲以上的居民影像缺損的比例較高，佔全部心肌灌注影像缺損 81.4%，而 65 歲以下的居民他們的心肌灌注影像缺損的

表 1. 宜蘭縣患有冠心病的居民其有、無糖尿病和心肌灌注影像缺損與否

		3 = 有 DM*, 4 = 無 DM		總和	P 值
		3	4		
1 = 影像缺損, 2 = 無影像缺損	1	562	109	671	0.00
	2	89	83	172	0.00
總和		651	192	843	

* 糖尿病 (Diabetes mellitus), 縮寫為 DM

表 2. 宜蘭縣 65 歲以上和 65 歲以下患有冠心病的居民和有、無糖尿病關係

		3 = 有 DM, 4 = 無 DM		總和	P 值
		3	4		
1 = 65 歲以上, 2 = 65 歲以下	1	598	116	714	0.00
	2	53	76	129	0.00
總和		651	192	843	

比例相對較低，約佔全部影像缺損當中的 18.4%。

我們用 SPSS 交叉表的卡方檢定來分析宜蘭縣罹患冠心病的居民年齡和心肌灌注造影結果是否缺損，卡方檢定值所顯現的 P 值為 $0.00 < 0.05$ ，結果是具有顯著性，代表者患有冠心病的宜蘭縣居民他們在做心肌灌注檢查的影像呈現是否缺損和病患的年齡是很有關係，宜蘭縣罹患冠心病的居民他們年齡越大，其心肌灌注的影像發生缺損的機率也越高 (表 3)。

討 論

冠心病是糖尿病主要的併發症之一，1998 年 Haffner 和 Lehto 等人發表了一項指標性的研究報告指出：在觀察了七年的二大族群，一為有糖尿病但沒有冠心病的患者，另一族群為有發生心肌梗塞、沒有罹患糖尿病的病人。七年後這二大族群，在發生心臟疾病與死亡率是相似的【5】。

Goraya 和 Leibson 等人在糖尿病病人的屍體解剖後的病理研究上發現，冠狀動脈的粥狀硬化或冠心病常伴隨糖尿病病人。因為在屍體的病理研究上發現，有 75% 沒有罹患冠心病的糖尿病病人，他們具有嚴重的冠狀動脈硬化現象，而且有 50% 的心臟血管發生病變【6】。

在醫學上普遍認定糖尿病和冠心病是同義詞，所以在本實驗所蒐集的患有冠心病者總數有 77.2% 同時罹患糖尿病。然而心肌灌注掃描是一個對判斷冠心病方便且一般醫師較常使用的一項檢測，此次實驗只有 12 名經過心肌灌注掃描後影像呈現缺損的狀態後，再經過冠狀動脈電腦斷層的血管攝影術證實沒有罹患冠心病，但是有 671 名冠心病患者是經由心肌灌注掃描後影像呈現缺損的狀態後，再經過冠狀動脈電腦斷層的血管攝影術證實是沒有罹患冠心病，所以它的偽陽性為 1.8%。

偽陽性可能肇因於病人堵塞的血管屬於末端微小血管，心肌灌注掃描是利用 Tl^{201} (因為它類似鉀離子) 會

因 Na^+-K^+ 幫浦的應用進入具活性的心肌細胞內，若微小血管堵塞在冠狀動脈電腦斷層血管攝影術下可能無法辨別。因此，若是心肌灌注掃描的影像報告顯示是異常的缺損狀態，假若病人沒有罹患冠心病的危險因子或是依照 Framingham 分數評估罹患冠心病的風險和臨床症狀是落低風險或理想風險的條件下，可以建議加做冠狀動脈電腦斷層的血管攝影術。

本研究中，核子醫學心肌灌注掃描的靈敏度達為 98.2%，因其侵襲性，是目前診斷冠心病的良好工具。電腦斷層的血管攝影術這項檢查病人所接受的輻射劑量甚高，所以是否應加做此項檢查，還是必須由醫師做審慎評估後再做決定。

根據 2009 年衛生署公佈的國民營養健康狀況變遷調查研究所顯示，糖尿病盛行率達到了 9.2%，所以就是說每 10 個台灣人就會有 1 人得病，和 2008 年的「三高調查」所顯示罹病率大幅的提高近 3 個百分點；其中尤其是年齡介於 65 歲以上男性情況最為嚴重，蒐集的紀錄顯示每 4 個年齡在 65 歲以上男性，就有 1 人得到了糖尿病。

心臟的疾病包涵範圍甚廣，它主要包括心肌炎、心肌梗塞、瓣膜閉鎖不全等疾病。徐敏耀等人針對某個區域級醫院總數 1288 位年齡在 65 歲以上老人蒐集資料進行統計分析方面的研究，他們發現了冠狀動脈心臟病的危險因子為性別、高血壓、年齡與糖尿病等等，而且其中若是又罹患了高血壓或糖尿病史還有吸煙習慣的男性，他們罹患心血管疾病的機率高達 98.2%【7】。

民國 96 年 4 月份由臺北市政府衛生局發布的新聞稿所報導，在民國 90 年到 94 年當中因為心血管疾病發生死亡的患者當中年齡位於 65 歲以上市民，大約有 81%，而年齡介於 45 到 64 歲的患者佔所有因心血管疾病死亡人數的 16%，這顯示的為心血管疾病死亡比率會隨著患者年齡增加而遞增。然而，本研究分析在宜蘭縣罹患冠

表 3. 宜蘭縣 65 歲以上和 65 歲以下患有冠心病的居民和心肌灌注掃描影像缺損關係

		5 = 缺損, 6 = 無缺損		總和	P 值
		5	6		
1 = 65 歲以上, 2 = 65 歲以下	1	546	168	714	0.00
	2	125	4	129	0.00
總和		671	172	843	

心症而做心肌灌注的病人中 65 歲以上的患者心肌灌注造影的影像發生缺損率佔全部心肌灌注影像缺損 81.4%，而 65 歲以下的居民他們的心肌灌注影像缺損的比例相對較低，約佔全部影像缺損當中的 18.4%。

所以，在宜蘭縣患有冠心病的患者 65 歲以上影像缺損率也是比 65 歲以上高，換言之在這次蒐集的資料顯示宜蘭縣患有冠心病居民當中心血管有問題的也是年齡介於 65 歲以上。

結 論

蒐集 2010 年 1 至 6 月半年內宜蘭縣內所有患有冠心病而做心肌灌注掃描檢查的個案結果顯示，患有冠心病的病人他們心肌影像上是否缺損和有、無罹患糖尿病及患者的年齡是很有關係，而且我們另外發現到宜蘭縣居民具有心血管疾病做心肌灌注掃描的人以 65 歲以上的人居多，且在糖尿病分析上還是 65 歲以上的居民比例較多。

所以不管是宜蘭縣的統計資料、衛生署統計全國的資料或是美國心臟學會所統計的資料，均顯示糖尿病和冠心病會因年齡的增加而增加罹病率，因此，應呼籲國人重視冠心病和糖尿病的嚴重性。

參考文獻

1. 呂國華 (2006)。宜蘭縣衛生白皮書 (2006~2009 年)。宜蘭縣：宜蘭縣衛生局。
2. <http://www.doh.gov.tw/CHT2006/DisplayStatisticFile.aspx?d=58885>
3. 行政院衛生署 (2011)。中華民國 99 年死因統計。臺北市：行政院衛生署。
4. 吳立偉、汪昇達、高東煒、陳韋良、王鐘慶、周稚傑、高森永、羅慶徽，2010，『以全民健保資料回溯性分析台灣糖尿病患者之心血管合併症』，台灣家醫誌，第 20 卷·第 4 期：168~180 頁。
5. Young LH, Wackers FJ, Chyun DA, et al. Cardiac outcomes after screening for asymptomatic coronary artery disease in patients with type 2 diabetes: the DIAD study: a randomized controlled trial. JAMA 2009;301:1547-55.
6. Haffner SM, Lehto S, Ronnema T, Pyorala K, Laakso M. Mortality from coronary heart disease in subject with type 2 diabetes and in nondiabetic with and without prior myocardial infarction. N Engl J Med 1998;339:229-34.
7. 徐敏耀、劉夷生、馬作鏹、張木信、張丁權、賴昭宏、鍾國屏，2007，『冠狀動脈心臟病危險因子之老年人心導管檢查預測模型研究』，台灣老年醫學雜誌，第 3 卷·第 1 期：25~33 頁。

Differences in Myocardial Perfusion Scans Between Ilan Coronary Artery Disease Patients with and without Diabetes

Ying-Chieh Li^{1,2}, Ying-Hsiao Li³, Huey-Yi Hung³, Hsueh-Hua Yao¹

¹*Department of Radiological Technology, Yuanpei University*

²*Department of Medical Image, Taipei Veterans General Hospital Su-Ao Branch*

³*Department of Nuclear Medicine, Lotung Poh-Ai Hospital*

Abstract

This study retrospectively collected in Ilan coronary artery disease patients from January 2010 to June 2010 to compare myocardial perfusion scans with or without diabetes. Coronary artery disease (CAD) was determined by nuclear medicine myocardial perfusion scan. Patients without defects in the scan were then further verified by CT angiography for CAD. Diabetes diagnosis was based on the aforementioned 1997 American Diabetes Association diagnostic criteria. Differences in the myocardial perfusion imaging would be analyzed between CAD patients with and without diabetes.

Key words: Myocardial perfusion scan, Coronary artery disease, Diabetes mellitus

J Nucl Med Tech 2012;9:11-16

For correspondence or reprints contact: Hsueh-Hua Yao Ph.D.
Address: No. 306, Yuanpei St., Hsinchu City, Taiwan 30015, R.O.C
TEL: (886)03-6102305
E-mail: hhyao@mail.ypu.edu.tw

藉由外在均勻度預設時間模式測試 不同伽瑪攝影機靈敏度之關係

邱勇翰¹ 林谷鴻¹ 杜高瑩¹

¹ 台北馬偕紀念醫院 核子醫學科

摘要

核子醫學造影檢查是以影像來做為診斷的依據，影像的品質通常會藉由每日的均勻度穩定性來進行品質的控管。依據 NEMA standard 對 γ -camera 的均勻度限制，uniformity 應不可超過 5% 而其變異度應不可高於 1%，然而我們發現 γ -camera 的靈敏度會影響 uniformity 的值，因此針對 γ -camera 的計數特性，我們設計幾個實驗，嘗試找出每部 γ -camera 的偵測特性並比較不同 γ -camera 間的關聯性。本次實驗利用同一款 Co-57 平面射源於三種不同機型的伽瑪攝影機 (γ -camera) 分別進行各 30 次的 5 分鐘預設時間模式收集影像訊號，再利用 GE eNTEGRA flooduniformity 軟體運算幾何均勻度及觀看總計數。結果得知光電倍增管的老化程度與幾何均勻度有關，每部 γ -camera 所收集到的總計數則約略呈現一個等比例關係。

關鍵詞：伽瑪攝影機 (γ -camera)，外在均勻度 (extrinsic uniformity)，影像品質 (image quality)

核醫技學誌 2012;9:17-20

前言

在目前的臨床核子醫學檢查設備中，有著許多不同種類型號的伽瑪閃爍造影機，由於不同型號機型硬體設備間的差異 (例如：準直儀、閃爍晶體)，而使得每種伽瑪閃爍造影機皆有著不同的靈敏度。

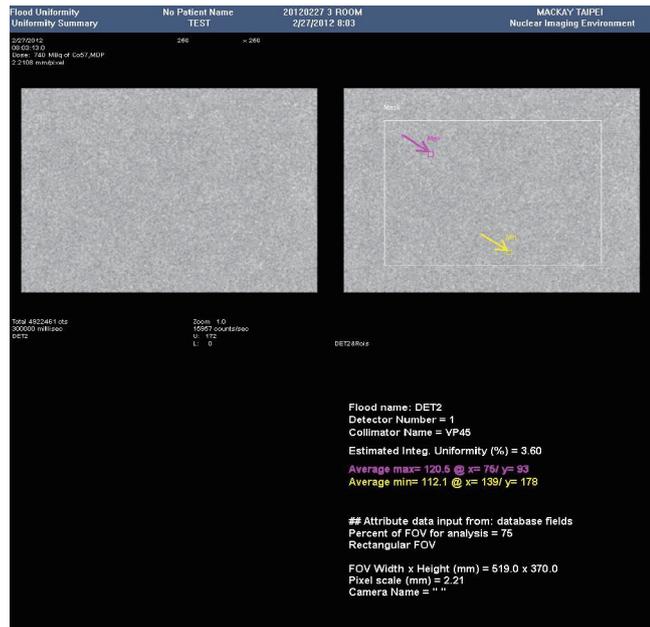
核子醫學造影檢查是以影像來做為診斷的依據，影像的品質通常會藉由每日的均勻度穩定性來進行品質的控管。依據 NEMA standard 對 γ -camera 的均勻度限制，uniformity 應不可超過 5% 而其變異度應不可高於 1% [1]，然而我們發現 γ -camera 的靈敏度會影響 uniformity 的值，因此針對 γ -camera 的計數特性，我們設計幾個實驗，嘗試找出每部 γ -camera 的偵測特性並比較不同 γ -camera 間的關聯性。本次實驗利用同一款 Co-57 平面射源於三種不同機型的伽瑪攝影機 (γ -camera) 分別進行各 30 次的 5 分鐘預設時間模式收集影像訊號，再利用 GE eNTEGRA flooduniformity 軟體運算幾何均勻度及觀看總計數。結果得知光電倍增管的老化程度與幾何均勻度有關，每部 γ -camera 所收集到的總計數則約略呈現一個等比例關係。

材料與方法

本次實驗儀器設備使用了 88 年 9 月購置飛利浦公司 (Philips) vertex plus，其光電倍增管為 55 根、91 年 12 月購置通用電子公司 (General Electric, GE) Millennium VG，其光電倍增管為 59 根、99 年 12 月購置飛利浦公司 (Philips) Bright View，其光電倍增管為 59 根等三種不同型號的 γ -camera，三台機型皆為 3/8 英寸厚度的碘化鈉晶體並使用各機型之低能量高解析度 (LEHR) 種類準直儀且利用第二頭偵檢器 (detector 2) 進行訊號收集，收集同位素種類設定為 Co-57，收集時間設定為 present time 300 秒。放射性射源皆使用標訂日期 100 年 11 月 15 日的 Co-57 平面校正源，產品型號為 Co-57-F01，活度為 370 MBq (10 mCi)，自 2012 年 2 月 1 日到 3 月 29 日於每台 γ -camera 機型進行 30 次外在均勻度 (extrinsic uniformity) 預設 5 分鐘時間模式進行影像收集，收集之影像訊號總計數皆使用 GE eNTEGRA flooduniformity 軟

聯絡人：邱勇翰
台北市中山北路二段 92 號 台北馬偕紀念醫院 核子醫學科
電話：02-25433535 分機 2299 傳真：02-25433535 分機 2299
電子信箱：f035555591@yahoo.com.tw

體運算幾何均勻度及觀看總計數 (圖一)，運算參數設定為 CFOV (75% UFOV)、FOV type rectangular、FOV width 519 mm、FOV height (mm) 370 mm 並將每次測試結果之總計數及幾何均勻度數據紀錄於 Microsoft Excel 軟體以利於後續資料整理分析及作圖呈現。本次實驗利用本院三種不同型號的伽瑪閃爍造影機進行測試，並且參考均勻度品管指標來監控機器之穩定度，筆者礙於內在均勻度方法 (intrinsic uniformity) 在臨床使用上較不便捷，且每次點射源輻射劑量難以維持恆定，故本次實驗採用外在均勻度 (extrinsic uniformity)[2] 方法進行均勻度及總計數資料收集，再以本院較近期購入的飛利浦閃爍造影機 (Bright view) 每次所收集到的總計數當作標準值，藉由此標準值分別與其他兩台伽瑪閃爍造影機每次所得總計數互相作比較，希望可從各機型間總計數的相互比值中，得到一個靈敏度間的轉換因子。

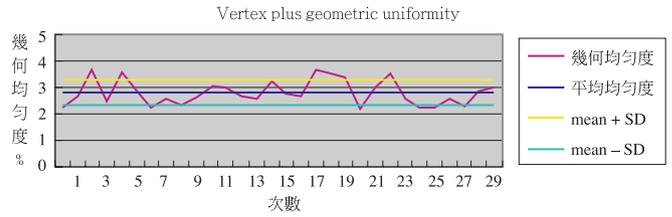


圖一 GE eNTEGRA flood uniformity software

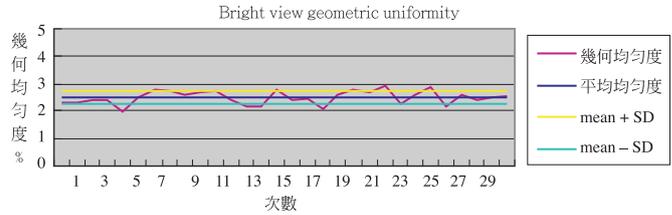
結果

利用同一個 Co-57 標準射源從 2012 年 2 月 1 日至 3 月 29 日共 30 次的外在均勻度 (Extrinsic uniformity) 5 分鐘預設時間模式進行收集，分析統計結果如圖二至圖五。

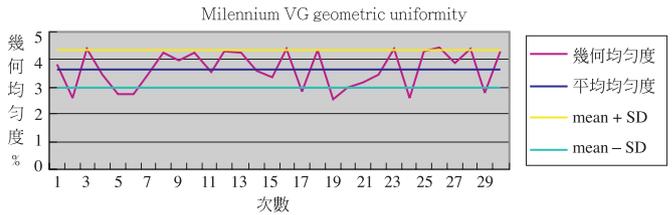
分析統計各機型影像外在均勻度平均值分別為 (表一)：Vertex plus 2.81%、Bright view 2.48%、Millennium



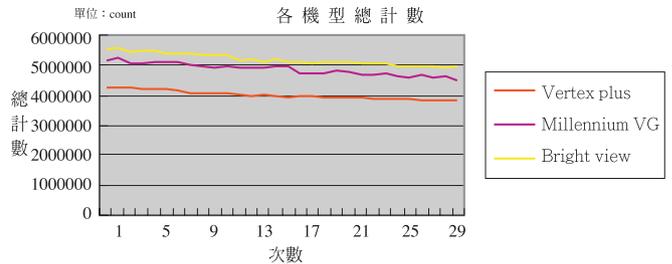
圖二 Vertex plus geometric uniformity



圖三 Bright view geometric uniformity



圖四 Millennium VG geometric uniformity



圖五 各機型預設時間五分鐘的總計數值

VG 3.65%，皆在儀器工程師建議值 7% 以內 (NEMA NU-2007 Intrinsic uniformity procedure, integral uniformity < 5%)。

三台機型影像均勻度的大多可以維持在 1 SD 的範圍內。Vertex plus 的標準差為 0.488354、Millennium VG 為 0.683806、Bright view 為 0.248563 (單位：%)。變異數 Vertex plus 為 0.238489、Millennium VG 為 0.467591、Bright view 為 0.061783、(單位：%)²。三臺不同機型之

表一 各機型平均幾何均勻度比較

機 型	平均幾何均勻度 (單位：%)	標準差 (單位：%)	變異數 (單位：% ²)
Vertex plus	2.81	0.488354	0.238489
Millennium VG	3.45	0.683806	0.467591
Bright view	2.48	0.248563	0.061783

總計數比較(圖五)；使用 Bright view 總計數當作標準值 1 與其他兩台機型的相互比值(表二)，Vertex plus 為 0.77 及 Millennium VG 為 0.94。

表二 以 Bright view 總計數當作標準與其他兩種機型比較的相互比值

機 型	Vertex plus	Millennium VG	Bright view
以 Bright view 總計數當作標準的相互比值	0.77	0.94	1

討 論

臨床上定期作追蹤檢查的病患，每次檢查所使用的伽瑪攝影機(γ -camera)不一定是使用同一臺機型；計算分析影像的均勻度，主要是為了先行監測各機型第二偵檢器的穩定度是否穩定，從圖二至圖四的均勻度統計結果，可以觀察到三臺不同機型的伽瑪攝影機(γ -camera)均勻度分佈大多都可以維持在 1 SD 的範圍內，Vertex plus 平均外在幾何均勻度為 2.81%、Millennium VG 為 3.45%、Bright view 為 2.48%，皆為各廠商工程師外在均勻度(extrinsic uniformity)建議值 7% 以下 [3]；三者之中

Philips Millennium VG 的標準差最大，實際追查原因後得知，此臺機器於 100 年因為光電倍增管老化的關係，導致每日幾何均勻度不佳，曾經更換過第二偵檢器光電倍增管，因此光電倍增管的老化程度與幾何均勻度有關。本次實驗由於各機型間只收集了 30 筆資料，資料略嫌不足，統計分析上會有較大之誤差值，希望往後能夠建立更大的資料庫進行分析。

各機型伽瑪攝影機(γ -camera)第二頭偵檢器所收集到的總計數(圖五)則約略呈現一個等比例關係，而我們利用較近期購入之 Bright View 伽瑪攝影機(γ -camera)的總計數當作標準值與其他兩台互相做比較得出 Vertex plus 為 0.77 及 Millennium VG 為 0.94，即可利用此關係用以回推若每台機型進行影像收集若要得到相同的總計數時，則各機型收集所需要的粗略造影收集時間，藉此可得到各機型間較為均勻的影像品質。

參考文獻

1. 林穎稚，管子葳，杜高瑩，鄭雯文。以每日均勻度品管指標來監控機器之穩定度。核醫醫學誌 2009;6:13-19。
2. Ann M.Steves, MS, CNMT。Review of Nuclear Medicine technology second edition.1996;4:P19-26.
3. NEMA standard NU-2007.[3]

Test Relation Sensitivity of Different γ -Cameras by Extrinsic Uniformity Using Preset Time Mode Imaging Acquisition

Yun Han Chiou¹, Ku-Hung Lin¹, Kao-Yin Tu¹

¹*Department of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, Taipei, Taiwan*

Abstract

Nuclear scans use images as basis for clinical diagnosis and the quality control of the images are usually by means of stability of daily uniformity. According to the NEMA standard, the uniformity should be less than 5% and the degree of variability should not be higher than 1%. However, we found that the sensitivity of γ -cameras would affect the value of uniformity. Therefore, to be aimed at the counting characteristic of γ -cameras, we designed several experiments, tried to find out the detection characteristic of each γ -camera and compared the relation between different γ -cameras. In our experiments, we used the same Co-57 plane source for three different types of γ -cameras and collected image signals by five-minute preset time mode for 30 times, respectively. Then we used GE eNTEGRA flooduniformity software to calculate geometric uniformity and observed the total counts. The result was that aging of photomultiplier tubes was related to geometric uniformity and the total counts acquired by each γ -camera were approximately proportional.

Key words: γ -camera, extrinsic uniformity, image quality

J Nucl Med Tech 2012;9:17-20

Corresponding author: Yun Han Chiou
Division of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, 92, Section 2, Zhong Shan North Road, Taipei, Taiwan
TEL: (886) 02-25433535 ext. 2299 FAX: (886) 02-25433535 ext. 2299
E-mail: f03555591@yahoo.com.tw

目視判讀與 BRASS 應用於單光子電腦斷層掃描之癲癇發作病灶定位之比較

黃佳文^{1,2} 劉仁賢^{1,3} 朱任公¹ 張為達¹ 施科念²

¹ 台北榮民總醫院 核醫部

² 元培科技大學放射技術所

³ 陽明大學醫學院醫學系

中文摘要

背景：^{99m}Tc-ECD 腦部單光子電腦斷層可獲得癲癇患者腦部不正常放電區域血流分佈的影像。本實驗目的在比較目視判讀與 Hermes-BRASS 軟體影像分析，在 ^{99m}Tc-ECD 腦部單光子電腦斷層影像中對癲癇發作病灶定位之靈敏度；並針對所選取的影像重組之濾波器種類 (Butterworth, Metz)、Hermes-BRASS 軟體模式 (正規化共通信息法, NMI；共通信息法, MI；計數差異法, CD) 及其參數設定進行比較，以提出最佳的參數設定。

方法：本實驗共收集 24 位癲癇病患的資料，其中 9 位的癲癇症狀起因是腦部腫瘤，另外 15 位則為非腫瘤所引發癲癇，包含神經膠質硬化、腦炎、外傷、遺傳等。每位病人在癲癇發作間期 (interictal) 與發作後期 (postictal)，各進行一次 ^{99m}Tc-ECD 腦部單光子電腦斷層，影像重組結果經由 2 位核醫專科醫師進行目視判讀，同時也運用 Hermes-BRASS 軟體模式進行定位分析。癲癇發作病灶定位之靈敏度判斷依據，則對照其他臨床檢查結果 (MRI, EEG/Video, PET) 以及病患開刀結果。

結果：(1) 關於癲癇發作病灶定位的靈敏度，目視判讀為 51.54%，而 Hermes-BRASS 中三種模式的定位分析之靈敏度分別為：NMI = 82.25%，MI = 70.94%，CD = 57.99%；(2) 針對發作間期與發作後期 SPECT 的影像定位分析之比較，目視判讀在使用 BW 濾波器之靈敏度分別為 48.33% 與 47.22%，Metz 則為 52.28% 與 58.33%。而在軟體定位分析中，採用 BW 之靈敏度為 65.89% 與

63.20%，Metz 則為 75.23% 與 77.45%；(3) 在軟體影像分析中，對於腦部腫瘤引起的癲癇病灶定位之靈敏度高於非腦部腫瘤，使用 Metz 濾波器時達統計學上的差異 ($p < 0.05$)；(4) 關於軟體影像分析參數設定，差異閾值設為 40-50%，模板閾值為 30-40%，標準差閾值為 2-5，方可得到最佳的分析結果。

關鍵詞：腦部對位自動半定量單光子電腦掃描 (BRASS)，發作間期單光子電腦斷層，發作後期單光子電腦斷層，Butterworth 濾波器，Metz 濾波器

核醫技學誌 2012;9:21-29

前言

癲癇 (epilepsy) 是一種神經系統疾病，通常是由腦病變造成的大腦神經細胞過度放電，導致不正常的電子傳遞。臨床症狀可以是運動性抽搐，也可能只是短暫的失去知覺。在十九世紀神經學家休林斯 - 杰克森 (Hughlings-Jackson) 認為大腦神經元突然大量地且無秩序的放電就是造成癲癇症的原因。

French JA 等人指出癲癇患者佔全世界 0.5~1% 人口，對生命的威脅性為 3%[1]，根據流行病學的研究統計指出，每一千人中大約 5~10 人患有癲癇症，因此台灣現有的癲癇人口約在 10~20 萬人左右，為了讓患者能有正常人規律生活以及減少家庭社會成本，對癲癇患者要抓緊時機做出診斷，確定臨床類型，及早治療。故目前首要任務就是找到病灶發作區並給予治療。雖然 2/3 癲癇病人可以口服藥物，但對頑強型癲癇之病人，口服藥物效

通訊作者：施科念 元培科技大學放射技術所
電子信箱：shihkn@mail.ypu.edu.tw

果不佳，對於這些病人，手術切除癲癇病灶為有效的治療方法 [2]。

^{99m}Tc -ECD 腦部單光子電腦斷層掃描 (^{99m}Tc -ECD Brain SPECT; Single photon emission computed tomography) 是一項偵測癲癇患者腦部血流灌注之重要功能性檢查 [3]，它提供腦血流量的變化，利用血流改變可得知大腦皮質區域的功能。氧氣和葡萄糖藉由腦部血流，提供腦部神經元代謝能源。一般而言，癲癇發作時，大腦皮質不正常放電的區域，腦部神經元葡萄糖需求增加、腦血流也增加，而在發作後，則血流量減少。在臨床上核子醫學單光子電腦斷層之常規腦血流灌注藥劑為放射性鎝-99m 標誌雙胱乙酯 (^{99m}Tc -Ethyl Cysteinate Dimer; ^{99m}Tc -ECD) 和放射性鎝-99m 標誌六甲基丙基胺肟 (^{99m}Tc -Hexamethyl Propyleneamine Oxime; ^{99m}Tc -HMPAO)。這兩種血流管注藥物都具備了以下特點：分子量小、親脂性、不帶電荷，可以經由被動擴散運動進入正常的血腦障壁 (Blood-brain barrier; BBB)。在腦部的分佈與血流成正比，化學穩定性高。 ^{99m}Tc -ECD 由於在室溫下不容易解離以及在腦部灰白質之攝取對比好，加上製備容易對病灶更靈敏已取代 ^{99m}Tc -HMPAO。 ^{99m}Tc -ECD 在 1 分鐘內聚集於大腦 [4]，5 小時後，腦部與背景對比為 17:1，而 ^{99m}Tc -HMPAO 為 2:1 [5]。

由於過去幾十年，無論是 ^{99m}Tc -ECD 發作間期或是 ^{99m}Tc -ECD 發作後期腦部單光子電腦斷層影像判讀，都是由醫師肉眼判讀對應大腦左右兩側是否有差異變化，以提供疾病定性的診斷，但是常常因主觀意識影響判讀結果 [6,7]。雖然目前臨床已有內建腦部功能分析軟體，或一些儀器公司自行研發腦部分析軟體，也有文獻探討軟體分析可提高正確之診斷率，但部份臨床醫師仍以目視判讀為主，也無深入比較目視與軟體分析結果兩者之間的差異。本次研究主要以 ^{99m}Tc -ECD 腦部單光子電腦斷層掃描收集發作間期與發作後期之影像，並利用 Hermes BRASS 與醫師目視判讀所到的結果作比較。

Hermes BRASS (Brain Registration and Automated SPECT Semi-quantification) 分析軟體是依據病灶與正常模板對位，藉由體素和體素間 (voxel by voxel) 原理 [8]，以 region growing 方式，最後得到統計上的 Z-Score [9]。目前此套軟體代理已使用在分析腦功能神經醫學上，例如：Parkinsonism, Alzheimer's disease, Mild cognitive impairment [10,11,12]。

本研究利用 BRASS 軟體分析 ^{99m}Tc -ECD 發作間期與 ^{99m}Tc -ECD 發作後期 brain SPECT 影像，並選用 BRASS 軟體內的三種對位方式：正規化共通信息法 (normalized mutual information; NMI)，共通信息法 (mutual information; MI) 與計數差異法 (count difference, CD)，同時運用了 Butterworth (BW) 和 Metz 濾波器重組影像，比較目視判讀與軟體分析之間的差異。另外針對 BRASS 參數條件設定如：差異閾值 (difference function threshold) 與模板閾值 (template threshold) 與標準差閾值 (standard deviation threshold) 是否會影響統計誤差與結果。

材料與方法

1. 此研究為回顧性資料收集與分析

24 病患 (8 位為男性，16 位為女性) 在 2008 年至 2010 年之間同時做了正子斷層掃描，單光子電腦斷層掃描，核磁共振，連續錄影腦波之檢查，且都為頑強型癲癇發作病患，平均年齡為 28 ± 13 ，其中 9 位是因腦部腫瘤引起的癲癇，另外 15 位病人則為非腫瘤所引發癲癇 (9 例神經膠硬化，1 例腦膜炎，2 例 Lennox-Gastaut Syndrome，3 例皮質發育不全)，在所有檢查報告評估後，進行手術切除發作病灶。

正常受試者：由已建立之正常腦部 ^{99m}Tc -ECD SPECT 資料庫收取符合下列條件之資料，共 19 筆 (男性 8 位，女性 11 位；平均年齡為 28 ± 8): 1. 沒有頭部病史 2. 體檢報告正常 3. MRI 的腦部影像正常 4. 沒有服用任何抗癲癇藥物。

2. 單光子電腦斷層發作後影像收集

本實驗使用 E.cam variable angle (Siemens Medical Solutions USA) 雙頭單光子電腦斷層掃描儀進行造影，採用低能量的扇型準直儀 (Fan-beam collimator)，其總體系統空間解析力為 7.3 mm，偵測靈敏度為 280 cpm/ μCi 。所有病人檢查前，須 24 小時連續式腦波錄影監視，以及抗癲癇藥物停用，當病人發作時，記錄發作時間，立刻送病人至核醫部，將放射藥物注入病人體中，並記錄注射時間 (平均時間為 46 分，最短時間為 10 分鐘)。

3. 單光子電腦斷層發作間期影像收集

所有病人檢查前，可服用抗癲癇藥物，造影必要條件為病人至少 24 小時內，沒有癲癇發作。影像條件與資

料擷取和重組：與發作後期 SPECT 相同。

4. 資料擷取和重組：

使用藥物為 20 mCi ^{99m}Tc-ECD；造影條件為：每張影像 25 秒，60 張影像；採用 step and shoot 模式收集影像；放大倍率為 1.23 (128×128 matrix)，每張像素大小為 3.3 毫米。所有影像為濾波反投影方式 (filtered back projection) 重組，濾波器的主要目的是保留主要的影像並去除影像雜訊，藉以提高訊雜比。本實驗所使用的濾波器分別為 Metz 與 Butterworth，而兩者濾波器皆採用截止頻率為 0.4 cycle/cm，級數為 10 之設定；所有原始影像均使用 Chang'method ($\mu = 0.12 \text{ cm}^{-1}$)[13] 進行光子衰減校正。

5. 目視判讀

所有病人的影像分別由兩位專科醫師判讀，因本研

究採用雙盲設計，兩位醫師皆未察看病患資料及其他影像報告，並且在一星期內在相同報告系統完成影像判讀。

6. 參數設定與統計分析處理

19 位正常受試者的腦部影像已建立於 BRASS 內，電腦會自動產生平均數與變異數 3D reference template (Figure 1)。24 位病患影像皆使用自動方式對位，為了找尋最恰當之差異閾值 (difference function threshold)，所使用條件設定範圍為 10-70%，重複收斂 (iteration convergence) 為 0.25，最大疊代 (maximum iteration) 為 500，對位方式分別採用計數差異法，共通信息法，正規化共通信息法。對位確定後，使用重複成長 (repeat growing) 為 8，最小缺值 (minimum defect) = 2 ml (40 voxels) 與標準差閾值 (Std.dev.threshold) = 0.5-8，模板閾值之設定範圍 = 10-80%，找出影像體素值之差異，最後經由統計計算得到：體素的大小值與嚴重性和大腦皮質

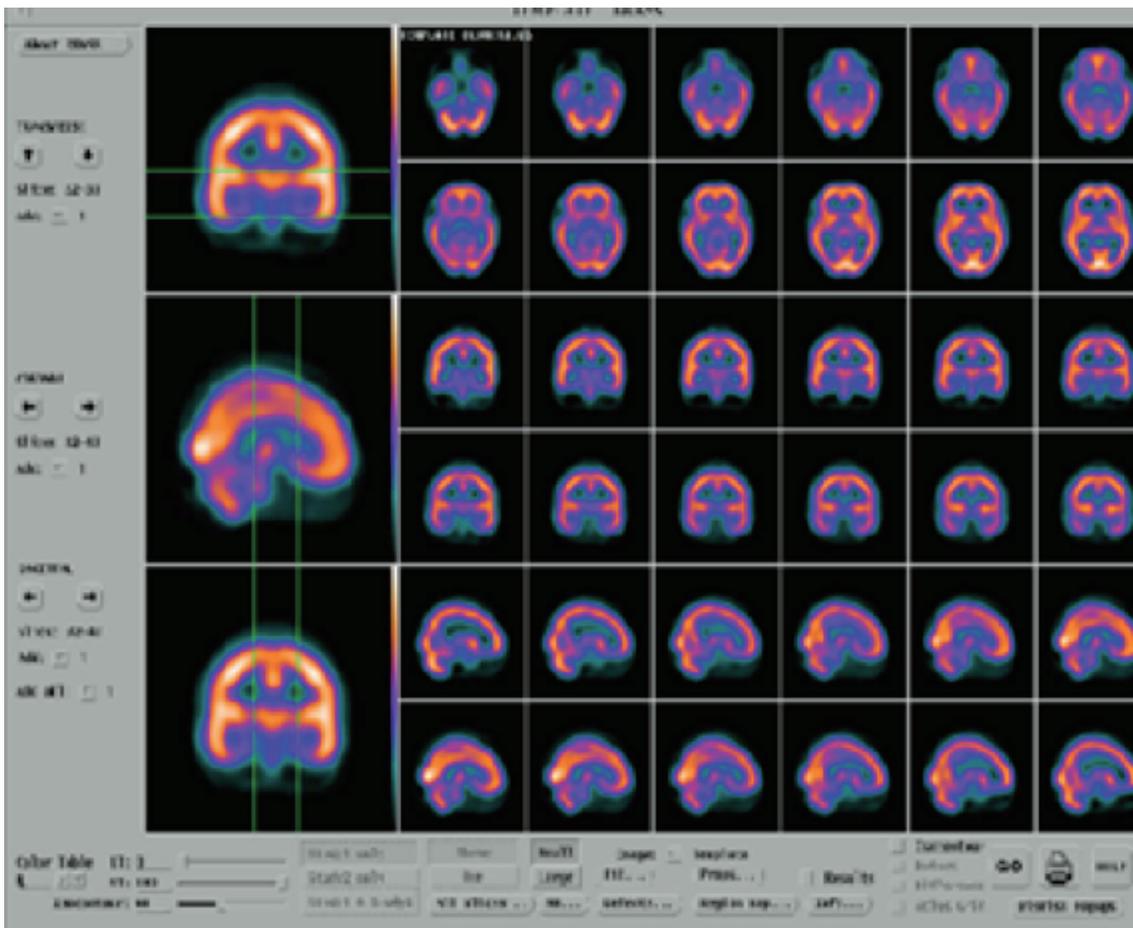


Figure 1. 使用 Metz 濾波器重組影像再運用正規化共通信息法對位形成之 3D 正常模板影像

相對之位置，在 BRASS 以 Z-score (公式如 1) 代表嚴重性，數值以 0-4 代表，數值愈高，代表愈嚴重 [9]。

$$Z\text{-score} = \frac{(\text{正常模板平均} - \text{病人平均})}{(\text{正常模板標準差})} \quad 1$$

7. 對位方式演算法

計數差異法 [14] 是利用絕對差異計數總和 (sum of absolute counts difference) 為最小值，則代表兩影像對位。

$$E_{CD} = |R(X) - T(X)|$$

R(X) 為參考模板計數量
T(X) 為影像轉形後之計數

共通信息法 [15] 則藉由測量兩隨機變異數的數據依持度或由一變異數包含另一變異數的資料多寡而來。運用在醫學影像上，則是觀察體素內的強度，由若兩影像的某點體素值為最大值，則代表兩個影像符合幾何對位影像某一點的強度 I_1 能夠預測標準模板上 I_2 的強度時，兩個影像則正確的對位。它的理論是指若兩變異數完全對位則 $PA(a) = PB(b) = PAB(a, Ta)$ ，若兩影像完全沒有交集則 $PAB(a, b) = PA(a) \times PB(b)$ 。

$$I(A, B) = \sum_{a,b} PAB(a, b) \log \frac{PAB(a, b)}{PA(a)Pb(b)}$$

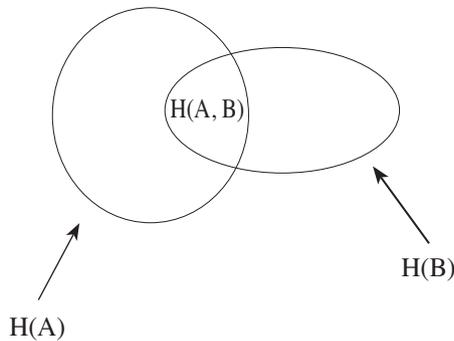
$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B)$$

$$= H(A) - H(A|B) = H(B) - H(B|A)$$

$$H(A) = - \sum PA(a) \log PA(a)$$

$$H(A, B) = - \sum_{a,b} PAB(a, b) \log PAB(a, b)$$

$$H(A|B) = - \sum_{a,b} PAB(a, b) \log PA|B(a|b)$$



PA(a) = A 的變數之概率分佈
PB(b) = B 的變數之概率分佈
PAB(a、b)：聯合交集之概率分佈
H(A) 和 H(B) 是 Shannon's entropy [16] of A, B; H(A, B) 為 A, B 交集之 entropy

正規化共通信息法 [15,17] 也是以 entropy 原理為基礎的演算法，改變影像重疊區域之計算，並修正影像重疊部份。以下為 NMI 計算式：

$$NMI(A, B) = H(A) + H(B)/H(A, B)$$

8. 統計分析

使用軟體為 19 版 IBM, SPSS，進行 T 檢定與變異數分析， $P < 0.05$ 代表有顯著性。

結 果

目視判讀在發作間期 SPECT 與發作後期 SPECT 使用 BW 濾波器之平均靈敏度分別為 48.33%，47.22%，而使用 Metz 濾波器的平均靈敏度分別為 52.28%，58.33%。在軟體分析上，使用 BW 濾波器運用於發作間期 SPECT 與發作後期 SPECT 分別為 65.89% 與 63.20%，而 Metz 濾波器之平均靈敏度分別為 75.23%，77.45%。就發作間期 SPECT 與發作後期 SPECT 而言，不論在目視判讀或軟體分析都無顯著差異 ($p > 0.05$) (表 1, Figure 2)。對於不同對位方法是有顯著的差異 ($p < 0.05$) (表 1)，它們的靈敏度分別如下：正規化共通信息法 = 82.25，共通信息法 = 70.94，計數差異法 = 57.99，目視判讀 = 51.54 (Figure 3)；在多重比較 LSD 分析發現正規化共通信息法與共通信息法並無顯著差異，而計數差異法與目視判讀亦無顯著差異。對於腫瘤引起的癲癇與非腫瘤所造成的癲癇，有顯著差異 (表 1)，特別是在軟體分析；腫瘤引起癲癇之靈敏度高於非腫瘤 (Figure 4)。對於不同濾波器，Metz 濾波器優於 BW 濾波器 (Figure 5)。在軟體分析參數設定：差異閾值為 40%-50% 與模板閾值為 30%-40%；標準差閾值為 2-5 設定下，可以得到最好的分析結果。Figure 6 顯示 ^{99m}Tc -ECD 發作間期單光子電腦斷層影像呈現右邊後背額葉 (R post dorsal frontal cortex) 血流差。

表 1 為 SPSS 變異數分析結果，針對分析方法 (目視與軟體—三種模式)，腫瘤和非腫瘤，不同濾波器 (BW 與 Metz) 與發作間期與發作後期對靈敏度是否有顯著差異， $p < 0.05$ 則代表有顯著差異 (以紅色代表)

依變數：靈敏度

來源	型 III 平方和	自由度 (df)	平均平方和	F	顯著性	Noncent. 參數	觀察的檢定能力 ^b
分析方法 (目視與軟體)	5771.889	3	1923.963	23.793	.000	71.379	1.000
發作間與發作後	6.504	1	6.504	.080	.778	.080	.059
腫瘤與非腫瘤	1692.211	1	1692.211	20.927	.000	20.927	.993
濾波器 (BW, Metz)	1010.126	1	1010.126	12.492	.001	12.492	.929
誤差	2668.466	33	80.863				
總數	169198.094	40					
校正後的總數	11149.196	39					

a. R 平方 = .761 (調過後的 R 平方 = .717)

b. 使用 $\alpha = .05$ 計算

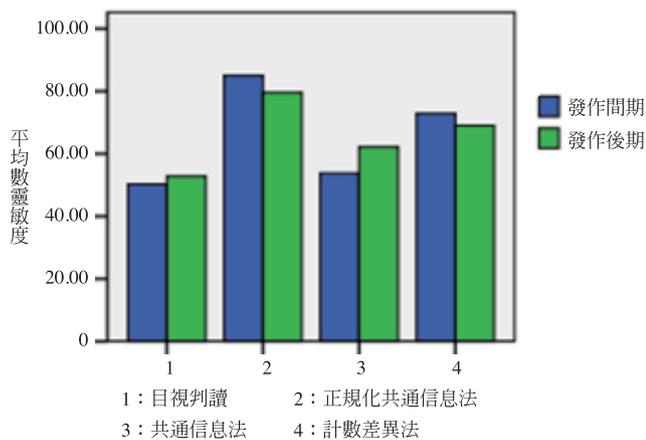


Figure 2. 發作間期與發作後期在目視判讀與軟體分析 (三種模式)：正規化共通信息法、共通信息法、計數差異法之平均靈敏度之平均靈敏度

討論

BRASS 軟體分析應用於單光子電腦斷層癲癇病灶定位優於目視判讀，但參數之設定卻會影響數據分析，建議標準差閾值最佳設定範圍在 2-5。若數值在 1 以下，容易造成偽陽性，降低靈敏度，而差異閾值設定在 40-50%，可去除腦部外廓不必要的背景值；模板閾值設定建議範圍為 30-40%。雖然目前很多研究將 BRASS 應用於腦部萎縮或腦部退化疾病 [10]，而本次實驗則聚焦於癲癇疾病，結果顯示 BRASS 的靈敏度高於目視判讀。

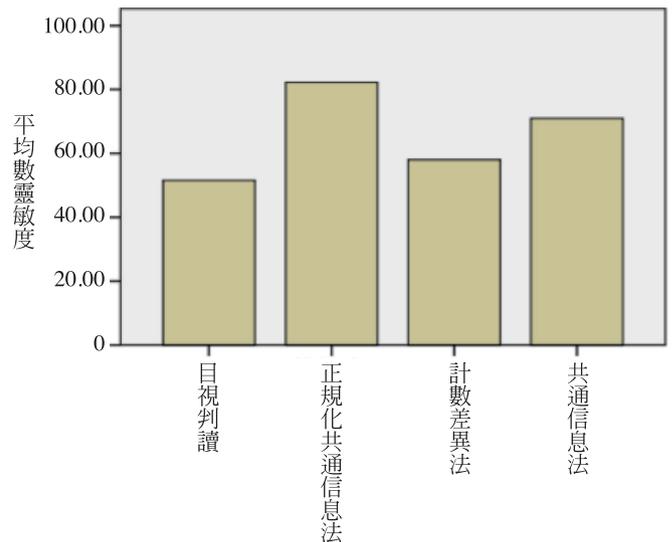


Figure 3. 平均靈敏度：正規化共通信息法 = 82.25%，共通信息法 = 70.94%，計數差異法 = 57.99%，目視判讀 = 51.54%

根據 Dupont 等人 [18] 的研究，SISCOM 對於癲癇病灶定位能提供較高的靈敏度與診斷率；在 Yu [19] 等人研究顯示 SPM 的應用有助於 ¹⁸F-FDG 額葉癲癇發作病灶定位。然而，Barbara JA 等人 [20] 利用 SPM 軟體分析 SPECT 顳葉發作定位並沒有提高靈敏度，在發作間期 SPECT 的影像定位分析中，SPM 的靈敏度只有 45%，目視判讀

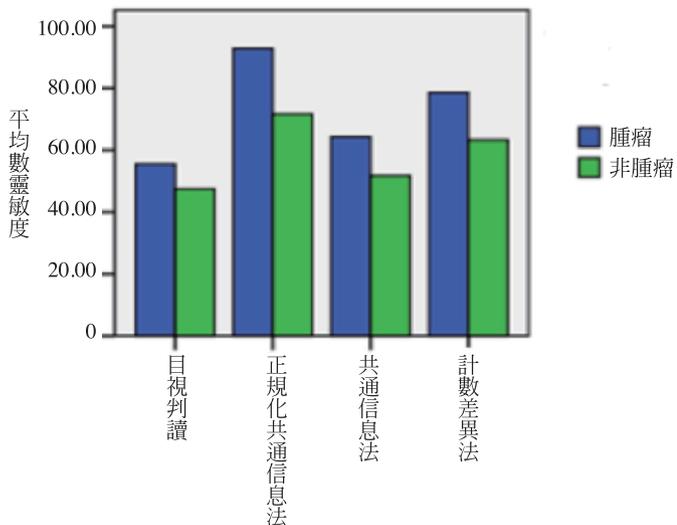


Figure 4. 腫瘤與非腫瘤引起之癲癇在不同分析法之平均靈敏度

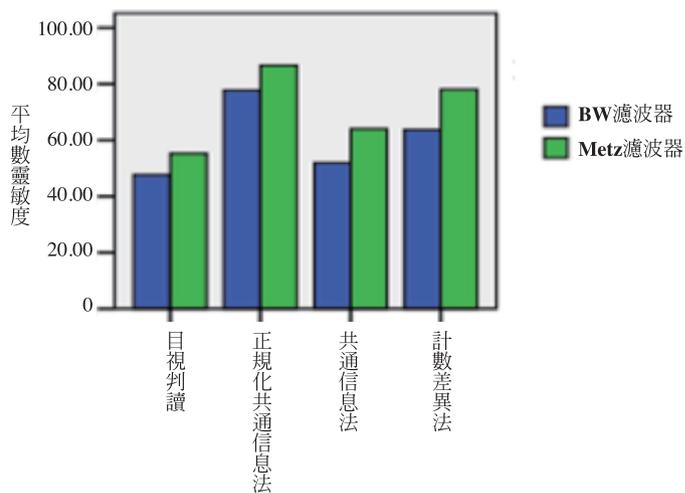


Figure 5. BW 與 Metz 濾波器在不同分析法之平均靈敏度

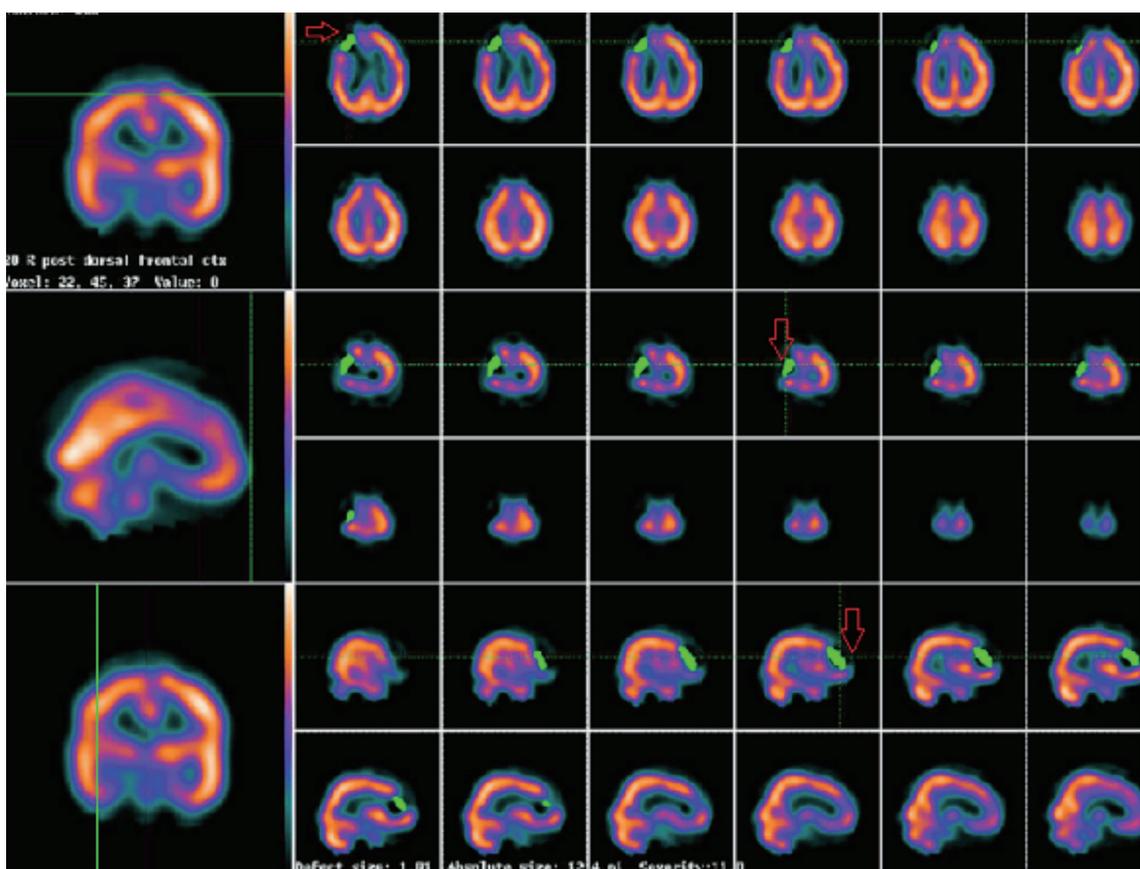


Figure 6. 箭頭所指為右側後背額葉，呈現低血流分佈，當十字游標指在橫切面第一張影像時，軟體會自動對應到矢狀切面與冠狀切面同一張影像區域

則有 68%。而本次實驗發現使用 BRASS 正規化共通信法進行對位來分析發作間期 SPECT 影像之平均靈敏度為 82%，而使用計數差異法為 57%，皆高於目視判讀 51%。

根據本實驗結果顯示無論使用 BRASS 軟體定位分析或目視判讀，發作間期和發作後期兩者間之靈敏度並沒有顯著差異。有文獻提出發作期與發作後期 SPECT 影像對於診斷癲癇病灶定位之靈敏度都高於發作間期 SPECT [21,22]，然而本實驗卻發現兩者間並無明顯差異，研判盜血現象 (steal phenomenon) 所致 [23]，意即當病患進行發作後期 SPECT，打針時間超過發作後 30 分鐘以上，實際發作區域的血流傳遞到鄰近的大腦皮質，而真正發作區域反而呈現血流減少情形，另外可能的因素是放射藥物注入人體時間距離發作時間已超過 30 分鐘以上。根據 Rowe 等人 [24] 定義若打藥時間若超過發作 30 分以上，影像則呈現發作間期狀態，然而本次實驗的平均時間為 42 分，最短為 10 分鐘，最長時間為 60 分鐘。Lee [25] 等人指出最佳注射 ^{99m}Tc 藥物時間為不超過 20 秒，因為臨床作業配合的困難，無法確實進行理想的發作期或發作後期 SPECT，進而提供較高之診斷率。

本實驗結果顯示，透過軟體分析，對腦部腫瘤引起的癲癇病灶定位之靈敏度高於非腦部腫瘤，特別是使用 Metz 濾波器則差異更為顯著，對目視判讀則無顯著差異。本實驗發現 BRASS 中的正規化共通信法乃是最佳對位演算法，而早期版的 BRASS 是使用計數差異法進行對位，對於腦部開刀病人，容易發生錯誤對位 [18]。Perry 等人 [18] 證實正規化共通信法最不易受腦部嚴重缺損影響，其次為最少平方法，而計數差異法的模式效果最差。Radau 等人 [26] 研究也發現在正規化共通信法、最少平方法、計數差異法三種對位模式中，以正規化共通信法最能提供影像對位之準確性。本實驗雖然沒有使用最少平方法的定位模式，但實驗結果還是驗證了正規化共通信法在病灶定位上的優勢，特別是對於腦部腫瘤引起的癲癇更能提供準確對位。

實驗結果發現不同濾波器的選擇也會影響定位之準確性，從 Metz 與 Butterworth 濾波器的比較，可以發現無論在目視判讀或 BRASS 軟體分析，Metz 濾波器重組影像之靈敏度高於使用 Butterworth 濾波器，兩者使用參數條件皆為截止頻率為 0.4，級數為 10。Groch 和 Erwin [27] 指出，適合運用於 ^{99m}Tc -HMPAO 腦部造影濾波器為

Butterworth，參數設定條件為：截止頻率為 0.5，級數為 10，此濾波器與參數設定能夠提高影像訊號並將雜訊減低至最少，意即是接收適當的訊號，去除不必要的雜訊。在其他研究報告顯示當影像隨著總計數增加，截止頻率呈現線性增加。Raeisi 等人 [28] 研究發現 Metz 和 Winner 濾波器提供最好的解析度與對比度，而 Butterworth 擁有很好的影像品質。此次實驗結果 Metz 濾波器優於 Butterworth 濾波器。Metz 在影像上有邊緣加強作用，影像的銳利度較高。

結 論

Hermes-BRASS 在癲癇發作病灶定位之靈敏度皆高於目視判讀，由本次研究結果顯示 BRASS 可提供臨床上診斷判讀的價值，在軟體影像分析中，對於腦部腫瘤引起的癲癇病灶定位之靈敏度高於非腦部腫瘤，特別使用 Metz 濾波器時達統計學上的差異 ($p < 0.05$)；針對 BRASS 三種對位模式分析，正規化共通信法為最理想的對位模式；關於軟體影像分析參數設定，差異閾值設為 40-50%，模板閾值為 30-40%，標準差閾值為 2-5，方可得到最佳的分析結果。

致 謝

感謝台北榮民總醫院核醫部同仁的協助，讓本實驗得以順利完成。

參考文獻

1. French JA, Pedley TA: Initial management of epilepsy. *N Engl J Med* 2008;359:166-176.
2. Engel JJ. Introduction to temporal lobe epilepsy. *Epilepsy Research* 1996;26:141-150.
3. Edwaldo E, Camargo. Brain SPECT in neurology and psychiatry. *J Nucl Med* 2001;42:611-623.
4. Oommen KJ, Saba S, Oommen JA, et al: The relative localizing value of interictal and immediate postictal SPECT in seizures of temporal lobe origin. *J Nucl Med* 2004;45:2021-2025.
5. Catafau AM. Brain SPECT in clinical practice. Part I: Perfusion. *J Nucl Med* 2001;42:259-271.
6. Holman BL, Devous MD. Functional brain SPECT: The emergence of a powerful clinical method. *J Nucl Med*

- 1992;33:1888-1904.
7. Waldemar G, Walovitch RC, Andersen AR, Hasselbalch SG, et al. 99mTc-bicisate neurolyte SPECT brain imaging and cognitive impairment in dementia of the Alzheimer type: A blinded read of image sets from a multicenter SPECT trial. *J Cereb Blood Flow Metab* 1994;14:S99-105.
 10. Radau P, Linke R, Slomka P, Tatsch K. Optimization of automated quantification of 123I-IBZM uptake in the striatum applied to parkinsonism. *J Nucl Med* 2000; 41:220-227.
 11. Daniel C, Bhasker K, Douglas S, et al. Semiquantitative software SPECT analysis in aneurismal subarachnoid hemorrhage-related vasospasm. *Nucl Med Commun* 2010;31:53-58.
 12. Radau P, Slomka P, Julin P, Svensson L, Wahlund L. Evaluation of linear registration algorithms for brain SPECT and the errors due to hypoperfusion lesions. *Med Phys* 2001;28:1660-1668.
 13. Chang L. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1978;25:638-639.
 14. Hoh CK, Dahlbom M, Harris G, Choi Y, Hawkins RA, Phelps ME, and Maddahi J. Automated iterative three-dimensional registration of positron emission tomography images. *J Nucl Med* 1993;34:2009-2018.
 15. Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imag* 1997;16:187-198.
 16. Shannon CE. A mathematical theory of communication. *Bell System Technical J* 1948;27:379-423.
 17. Yokoi T, Soma T, Shinohara H, Matsuda H. Accuracy and reproducibility of co-registration techniques based on mutual information and normalized mutual information for MRI and SPECT brain images. *Ann Nucl Med* 2004;18(8):659-667.
 18. Dupont P, Van PW, Palmieri A, et al. Ictal perfusion patterns associated with single MRI-visible focal dyplastic lesions: implications for the noninvasive delineation of the epileptogenic zone. *Epilepsia* 2006; 47:1550-1557.
 19. Kim YK, Lee DS, Lee SK, et al. 18F-FDG PET in localization of frontal lobe epilepsy: comparison of visual and SPM analysis. *J Nucl Med* 2002;43:1167-1174.
 20. Barbara JA, Celso DR, Allan ODS, et al. Brain SPECT in mesial temporal lobe epilepsy: Comparison between visual and SPM. *Arq Neuropsiquiatr* 2010;68(2):153-160.
 21. Mark RN, Samuel FB, Mark CA, et al. SPECT in the localization of extratemporal and temporal seizure foci. *J Neuro Neurosurg, and Psychia* 1995;59:26-30.
 22. Noachtar S, Arbnold S, Youosry TA, et al. Ictal technetium-99m ethyl cysteinate dimer single photon emission tomographic findings and propagation of epileptic seizure activity in patients with extratemporal epilepsies. *Eur J Nucl Med* 1998;25(2):166-172.
 23. Lee HW, Hong SB, Tae WS. Opposite ictal perfusion patterns of subtracted SPECT-Hyperperfusion and hypoperfusion. *Brain*, 2000;123:2150-2159.
 24. Rowe CC, Berovic SF, Austin CC, et al. Patterns of postictal cerebral blood flow in temporal lobe epilepsy: qualitative and quantitative analysis. *Neurology* 1991; 41:1096-1103.
 25. Lee SK, Lee SY, Yun CH. et al. Ictal SPECT in neocortical epilepsies: clinical usefulness and factors affecting the pattern of hyperperfusion. *Neuroradiology* 2006;48(9):678-694.
 26. Radau PE, Julin P, Slomka P. Automated segmentation and registration technique for HMPAO-SPECT imaging of Alzheimer's disease. *SPIE Med Imag* 2000; 3979(2):372-384.
 27. Groch MW, Erwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Techno* 2000;28(4):233-244.
 28. Raeesi E, Rajabi H, Aghamiri MR. et al. Qualitative evaluation of filter function in brain SPECT. *Iranian J Nucl Med* 2007;15(27):1-8.

Abstract

Purpose: ^{99m}Tc -ECD Brain SPECT provides regional cerebral flow distributions in the evaluation of abnormal epileptic foci. Hermes-BRASS is a program for automatic fitting of brain perfusion scans, and quantification and localization of abnormal regions. Our aim was to compare Hermes BRASS analysis compare the qualitative SPECT interpretation. Besides, we tried to test the default parameter settings, such as difference function threshold, template threshold, similarity function, and standard deviation in order to find out the most appropriate settings. In addition, Butterworth and Metz filters were applied for image reconstruction to compare visual interpretation to BRASS analysis.

Material and method: 24 patients with partial seizures were examined with interictal and postictal SPECT. 9 patients were caused by brain tumors and 15 patients were suffered from causes, such as neuroglial sclerosis, infection, heredity. All patients received SPECT, MRI, EEG/Video, and PET. SPECT images were evaluated by two nuclear medicine physicians via both visual interpretation and Hermes-BRASS analysis. The gold standard was based on brain surgery.

Results: The sensitivity for detecting epileptogenic localization were as follows: visual Visual (interictal with BW filter): 48.33%; Visual (postictal with BW filter): 47.22%; Visual (interictal with Metz filter): 52.28%; Visual (postictal with Metz filter): 58.33%; BRASS (interictal with BW filter): 65.89%, BRASS (postictal with BW filter): 63.20%, BRASS (interictal with Metz filter): 75.23%, BRASS (postictal with Metz filter): 77.45%. It was evident that Metz filter in either visual interpretation or BRASS were higher than BW, especially in BRASS analysis. In interictal SPECT and postictal SPECT, there were no differences. The tumor sensitivities were higher than non-tumor in BRASS or visual assessment with Metz filter. We found using different methods for image analysis had the significant differences ($p < 0.05$). The results were as follows: NMI = 82.25, MI = 70.94, CD = 57.99. NMI was the best algorithm for fitting and the results showed the best for the standard deviation threshold was from 2 to 5 for finding defects. It was suggested the difference function threshold was 40%-50%; template threshold was 30-40%.

Key words: BRASS, interictal SPECT, postictal SPECT, BW filter, Metz filter

J Nucl Med Tech 2012;9:21-29

Corresponding author:
E-mail: shihkn@mail.ypu.edu.tw

醫學實驗室之病患安全管理－ 以 RIA 實驗室檢體錯誤之調查處理為例

方雅潔¹ 何佩芸¹ 龔信宗^{1,2} 林慶齡^{1,2}

¹ 國泰綜合醫院放射免疫實驗室

² 國泰綜合醫院內分泌新陳代謝科

病患安全為醫學實驗室管理之優先目標，任何一項實驗室錯誤都可能危急病患安全，甚至導致醫療糾紛。因此維護病患安全可說是醫學實驗室品管之核心價值。在整體檢驗流程 (total testing process) 中，難以全面自動化的分析前期 (pre-analytical phase) 是發生錯誤最頻繁的區塊。其中檢體辨識錯誤 (misidentification)，若未被及時發現，往往對病患安全產生嚴重危害。

本文透過發生在放射免疫荷爾蒙實驗室之實例，探討醫學實驗室如何經由報告核發前之常規性 delta-check 機制及時發現錯誤，並透過根本原因分析、錯誤偵測及印證措施瞭解檢體錯誤發生之原因，來避免錯誤報告發出危及病患安全。更重要的是醫學實驗室，要有責任及能力透過根本原因分析及持續改善的過程杜絕錯誤發生之機率，營造出對病患安全更有保障之作業流程。

關鍵詞：病患安全管理，檢體錯誤，delta-check technology

核醫技學誌 2012;9:31-36

前言

醫學實驗室本著服務病患、注重病患安全的信念、對於每份檢驗報告都應審慎加以確認。傳統上有爭議

之數據，往往於報告發出後，經臨床醫師發現疑問而回饋給實驗室。本實驗室於 94 年底建立實驗室資訊系統 (LIS) 之後，常規性於核發報告前查詢病患歷次報告合併瀏覽後，確認無疑再發出報告。此外也針對互有相關之檢驗項目報告一起檢視後，確認無疑再核發，透過此機制將有疑慮之檢體於報告核發前攔阻再次覆檢，以減少發出錯誤的報告。本實驗室利用此程序核發報告後，發現需覆檢且與原結果不符合之案例，最常見的原因是實驗過程之隨機誤差 (random error)，其次為檢體錯誤 (misidentification)。實驗室檢驗流程錯誤可能為檢驗分析前 (pre-analytical) 的分裝檢體錯誤；在檢驗分析中 (analytical) 拿錯檢體或檢體排序有誤；及檢驗分析後 (post-analytical) 的數據傳輸異常或報告核發錯誤。實驗中 (analytical) 錯誤，經再次重新檢驗即可確認，若發生 pre-analytical phase 原始檢體錯誤或檢體分裝錯誤，是實驗過程中難以立即發現的疏失。可能需有判讀經驗及多重查驗步驟才能證實，本文謹就一件檢體分裝錯誤之案例，將處理經驗與大家分享。

案例說明

病患 A 抽血檢驗甲狀腺功能，核發報告前瀏覽發現數據與前幾次之數據有明顯差異 (Table 1)，尤其甲狀腺抗體 (甲狀腺球蛋白抗體 TGA、甲狀腺過氧化酶抗體 TPO) 濃度於短時間內變化極大。一般而言甲狀腺抗體會因用藥治療或病情起伏呈相關之變化，但由極高值在短時間轉化為完全正常則屬罕見。於是再次檢驗原檢體，所得結果相同，但實驗室仍對此數據高度懷疑，於是採取進一步的處理程序。

通訊作者：林慶齡醫師 國泰綜合醫院內分泌新陳代謝科
台北市大安區仁愛路四段 280 號
電話：(02) 2708-2121 轉 3161
電子郵件：jaa810@cgh.org.tw

Table 1. Series of thyroid function test result of patient ①

檢驗項目	日期			
	98/07/21	98/10/13	98/01/05	99/04/02
T4	9.9	10.6	12.1	6.9
TSH	0.04	0.05	< 0.03	0.51
TGA	278.9	330.2	770.6	18.71
TPO	3261	2515.3	4486.3	23.48

處理說明

主動與醫師溝通：

實驗室主動與病患①之主治醫師溝通，將上述狀況告知。諮詢結果得知①乃橋本氏甲狀腺炎 (Hashimoto's thyroiditis) 病患，合併甲狀腺腫大，臨床狀況及理學檢查並無明顯變化，病患按時返診取藥，應無服藥之偏差，為何 99 年 4 月 2 日之檢驗數據與以往不同，醫師認為臨床無法解釋，故建議及同意予以再次確認。

根本原因分析：

依實驗室檢驗數據有疑問之處理流程進行探討，排除數據傳遞錯誤、當日儀器異常、當日品管異常、並再次檢驗確認數據無誤。因本實驗室多為手工操作實驗，為避免吸取血清或血漿時吸取到血球、有些檢驗項目於二十四小時內未操作血清或血漿檢體需冷凍保存及實驗結束後檢體可長時間冷凍保存等原因，實驗室會將全血離心，將離心後的血清或血漿分裝至血清小瓶後進行實

驗，進而懷疑工作人員是否於檢體分析前進行分裝時，未落實執行以病歷號碼為主、姓名為次之雙重核對機制 (double check) 導致檢體分裝錯誤。由於分裝後原始檢體只剩血球，因此原始檢體未保留無法直接檢驗原始檢體來確認是否肇因於檢體分裝錯誤，於是進行一系列印證來確認檢體分裝錯誤。

印證：

查詢同時處理之整批檢體，發現姓名相似的有①、②、③三支檢體。其中①、②為同姓且名相似，而①、③為同名不同姓。病患①之病歷紀錄血型為 O 型，①、②、③三支檢體經血型試驗及比對病例血型紀錄後結果 (Table 2)，因血型完全不同故排除病患②，因此有疑慮之檢體應屬病患①或③。經由實驗室主管電話通知請病患①與③至實驗室重新採檢，重新採檢 T4、TSH、TGA、TPO、SCC 作交叉比對。經比對後，有疑慮檢體①與③和重新採檢病患①與③檢驗結果相反 (Table 3)。為更進一步確認有疑慮檢體為①與③互相對調，而同時處理之其他檢體沒有錯誤，所以將原先有疑慮之檢體和重新採檢之兩支檢體，進一步檢驗 B 型肝炎病毒指標 HBS

Table 2. Result of blood typing from suspicious candidates patient ①、②、③.

血型	病歷紀錄	有疑慮檢體
病患①	O	O
病患②	B	B
病患③	O	O

Table 3. Result of tumor marker and thyroid profile in misidentified and re-sampled blood.

檢驗項目	有疑慮檢體		重新採檢	
	病患①	病患③	病患①	病患③
T4	6.9	18.8	16.5	10
TSH	0.51	0.04	< 0.03	0.7
TGA	18.71	1040.75	1136.6	16.42
TPO	23.48	7804.5	8406.5	14.9
SCC	0.9	0.5	0.7	0.7

Ag、Anti-HBs、Anti-HBc 之效價 (titer) 經比對後結果顯示，雖然有疑慮檢體Ⓐ檢體量不足無法檢驗，但有疑慮檢體Ⓒ與重新採檢病患Ⓐ之檢驗數據相符 (Table 4)。

根據上述結果而推論本例有疑慮之數據應為病患Ⓐ與病患Ⓒ於離心分裝時，因姓名相似檢體對調之結果，經醫檢師及實驗室主管全面檢視同批檢體並無發現其他錯誤，再經技術主管確認無其他檢體受影響，即以重新採血之檢體檢驗結果，依循報告管制作業程序中報告之更改流程，發出病患Ⓐ及病患Ⓒ之正確報告。

討 論

1999 年 Kohn 在 美 國 IOM (Institute of Medicine) 名義下以 “To Err is human” [1] 為標題，為文主張醫學界要注重病患安全管理。影響所及，醫學實驗室近年無不以提升病患安全為品質管理之主要目標。如何有效減少實驗室錯誤，則成為醫學實驗室維護病患安全之主要管理手段。在眾多實驗室錯誤中 [2] 檢體錯誤 (misidentification) 佔一定之比率 [3]，而且多屬於典型之分析前誤差 (pre-analytical error) [4]。

檢體錯誤引發對病患安全之危害包括：不必要之手術或投藥；延誤診斷或治療；不必要之後續檢查甚至住院、輸錯血、抱錯嬰兒等等 [5]，任何一項都可危及病患安全，甚至成為醫療糾紛之根源。文獻顯示一般醫學實驗室檢體錯誤於住院病患發生率介於 1~2%，門診病患發生率則介於 0.2~6.0% 之譜 [6]。而檢體錯誤發生率與醫院之規模有關，整體而言規模小的醫院有較高之檢體錯誤率 [7]。造成檢體錯誤之原因眾多，就實際層面而言可歸納為下列六大類型：(1) 掛號註冊時就輸入錯誤病患身份資料。(2) 醫護人員開立醫囑時誤植病患身分。(3) 採

檢過程抽錯病患檢體。(4) 檢體標示流程相關之錯誤。(5) 檢體處理分裝過程出錯。(6) 於 LIS 接收或鍵入報告之過程出錯。大部份之實驗室錯誤，發生在分析前 [2]，就檢體錯誤而言亦是以發生於分析前期佔大宗，而且有極高比率是發生在實驗是無法掌控的區塊，如掛號單位、採檢單位及運送過程等 [8]。本例是一位穩定接受治療之橋本氏甲狀腺炎病患的例行甲狀腺功能檢查，檢體錯誤肇因於檢體分裝過程中姓名相近檢體之辨識錯誤，根本原因分析 (Root causes Analysis) 顯示，實驗室檢體處理過程缺乏自動化一貫作業系統，只能依賴人工辨識。若第一線工作人員未落實執行以病歷號碼為主、姓名為次之雙重核對機制 (double check) 則檢體錯誤再次發生之風險無法完全杜絕。透過本實驗室常規性於報告核發前查詢與比對歷史資料之 delta-check 機制，本例及時於報告發出前發現異常，並進行一系列之核對及補正措施，將檢體錯誤造成對病患之危害降至最少，此案例突顯出核發報告前之 delta-check 機制 [9] 在實驗室病患安全管理的重要性。但在召回兩位病患，並再次採檢時，雖取得病患同意但也造成病患一定程度之焦慮，顯然一旦發生檢體錯誤，實難達成完美補救。

放射免疫實驗室向來依賴醫檢人員手工操作，人為因素即使在全面自動化之實驗室仍是造成實驗室錯誤之主要來源 [10]，自動化只能減少但無法杜絕人為之疏失。因此即使在實驗室追求自動化的潮流中，不斷落實人員訓練及確實遵守標準作業流程仍是確保病患安全之一貫政策。根據此案例，本實驗室在達成自動化的目標之前，同時尋求資訊部門合作，設立電腦警示系統針對同批檢體有姓名或病歷號碼相似之檢體主動警示，提醒人員留意，以避免發生檢體錯誤。此外對實驗室行之有年於報

Table 4. Titer of hepatitis B markers of patient Ⓐ & Ⓒ .

檢驗項目	有 疑 慮 檢 體		重 新 採 檢	
	病患Ⓐ	病患Ⓒ	病患Ⓐ	病患Ⓒ
HBS Ag	NS	0.675 (-)	0.614 (-)	5269 (+)
Anti-HBs	NS	33.4 (+)	30.88 (+)	< 2.00 (-)
Anti-HBc	NS	0.011 (+)	0.011 (+)	0.007 (+)

註：NS 表無血清無法檢驗。

告核發前的例行瀏覽機制也尋求或設計專家系統 (expert system) [11] 自動核對程式，強化 delta-check technology [9]，一方面使報告核發更縝密有效率，二來也可降低醫檢人員之工作負擔，以期能從更多層面來防止人為的疏漏。

本案例預防改進措施：(1) 落實檢體簽收時，若發現標示不清，檢體量不足等不符合事項，即依規定退件。(2) 改善檢測流程以減少檢體分裝之機率。(3) 人員再教育，

檢體分裝時務必確實雙重核對病歷號及姓名。(4) 設立電腦警示系統針對同批檢體有姓名或病歷號碼相似之檢體主動警示，提醒人員留意，以避免發生檢體錯誤。(5) 落實 positive identification 之觀念 [12] 直接將條碼貼於原始檢體上，使用自動化機器手臂儀器讀取檢體條碼抽取血清。(6) 當懷疑檢驗數據有問題時，依循實驗室有疑慮檢驗數據之流程處理 (Figure 1)。(7) 有疑慮檢體之確認，在合理成本及實驗室能力許可下，可以 ABO 血型 [13]、

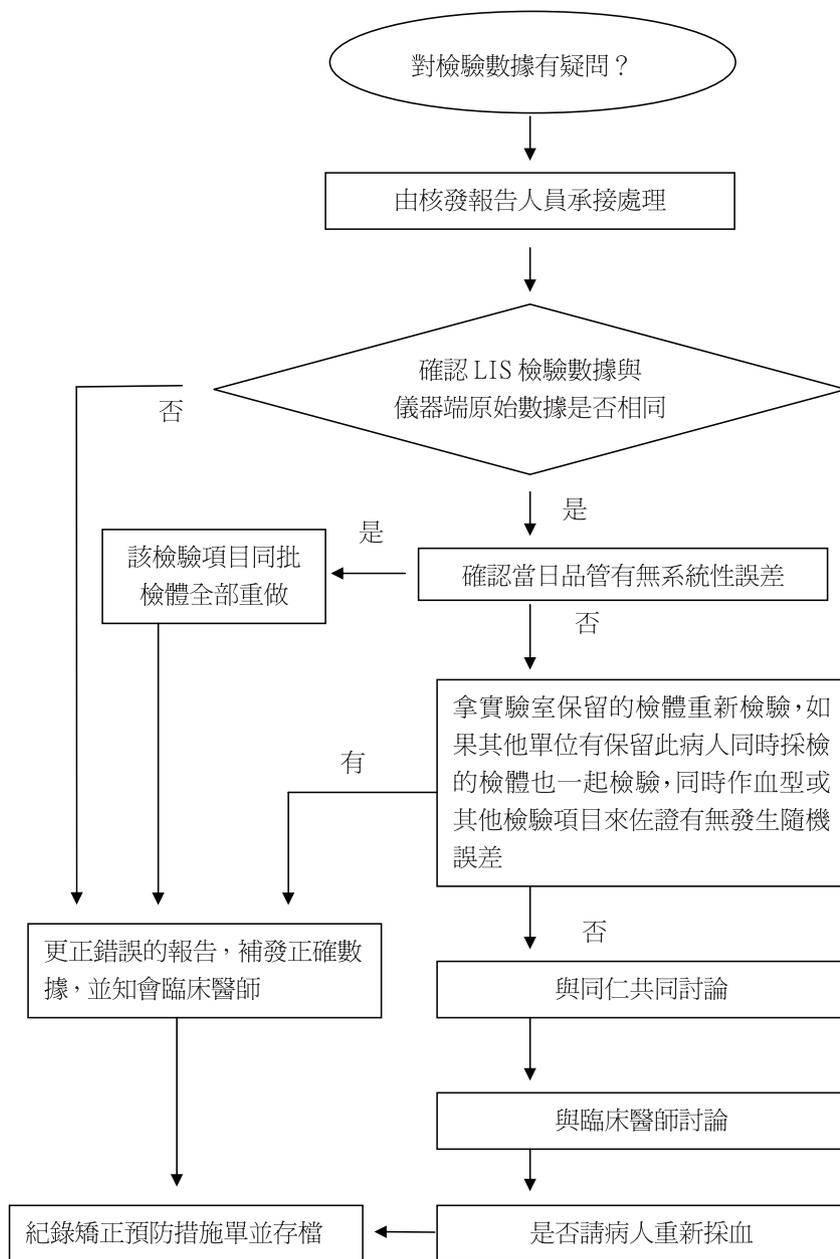


Figure 1. Flood chart of managing questionable data in a RIA Lab.

血清病毒性之肝炎標記、腫瘤標記、甚至基因檢測 [14] 的檢驗結果做比對。(8) 改善病患召回標準作業流程，減少病患之疑慮及二次傷害。

“To Err is human” 是英國詩人 Pope 之名言，與本國文化“人非聖賢孰能無過”頗有同工之妙。人為疏失固不可能完全避免，找出錯誤的原因，確實的分析，從而建立預防措施減少錯誤報告的機率，同時改善實驗室報告錯誤處理流程，落實持續改善之政策 [15]，則屬“知過能改善莫大焉”理念之實踐。當發現有疑慮之報告時，實驗室需有一套有效之機制可以快速正確找出錯誤，更重要的是整個處理流程是可以有效發現潛在的缺失，進一步加以改善力求杜絕再次發生同樣錯誤，令實驗室、臨床醫師及病患滿意，病患安全更有保障。

參考文獻

1. Kohn KT, Corrigan JM, Donaldson Ms. To err is human: building a safer health system. Washington, DC: National Academy Press, 1999.
2. Plebani M. Errors in clinical laboratories or errors in laboratory medicine Clin Chem Lab Med 2006;44:750-9.
3. Lippi G, Guidi GC, Mattiuzzi C, Plebani M. Preanalytical variability; the dark side of the moon in laboratory testing. Clin Chem Lab Med 2006;44:358-65.
4. Plebani M. Errors in laboratory medicine and patient safety: the road ahead. Clin Chem Lab Med. 2007;45:700-7.
5. Bittle MJ, Charache P, Wassilchuk DM. Registration-associated patient misidentification in an academic medical center: causes and corrections. Jt Comm J Qual Patient Saf 2007;33:25-33.
6. Lippi G, Guidi GC. Risk management in the preanalytical phase of laboratory testing. Clin Chem Lab Med 2007;45:720-7.
7. Renner SW, Howanitz PJ, Bachner P. Wristband identification errors reporting in 712 hospitals: a College of American Pathologists Q-Probe study of quality issues in transfusion practice. Arch Pathol Lab Med 1993;117:573-7.
8. Streicher T, Otto B, Schnabel C, Nordholt G, et.al. Determination of hemolysis thresholds by the use of data loggers in pneumatic take systems. Clinical Chemistry 2011;57:1390-7.
9. Oosterhuis WP, Ulenkate HJ, Goldschmidt HM. Evaluation of LabRespond, a new automated validation system for clinical laboratory test results. Clin Chem 2000; 46:1811-7.
10. Plebani M, Carraro P. Mistake in stat Laboratory: type and frequency Clin Chem 1997;43:1348-51.
11. Valdiguie PM, Rogari E, Philippe H. VALAB; expert system for validation of biochemical data. Clin Chem 1992;38:83-7.
12. Bonini P, Alpert N, Luzzana M, Rubin R. Guidelines for the identification and distribution of patient sample in the medical laboratory. Recommendation of the European Committee for Clinical Laboratory Standards (ECCLS) and approved document of the International Federation of Clinical Chemistry (IFCC). J Automat Chem 1994;16:25-32.
13. Dzik WH, Murphy MF, Andreu G, Heddle N, Hogman C, Kekomaki R, et al. for the Biomedical Excellence for Safer Transfusion. An international study of the performance of sample collection form patients. Vox Sang 2003;85:40-7.
14. College of American Pathologist, Valenstein PN, RaabSS, Walsh MK. Identification errors involving clinical laboratories: a College of American Pathologists Q-Probe study of patient and specimen identification errors at 120 institutions. Arch Pathol Lab Med 2006 130:1106-13.
15. Berwick DM. Continuous improvement as an ideal in health care. N Engl J Med 1989;320:53-6.

Patient Safety – Lesson from Sample Misidentification in a RIA Laboratory

Ya-Chieh Fang¹, Pei-Yun Ho¹, Shinn-Tzong Gong^{1,2}, Ching-Ling Lin^{1,2}

¹*Department of Laboratory Radioimmunoassay, Cathay General Hospital, Taipei, Taiwan*

²*Department of Endocrinology and Metabolism, Cathay General Hospital, Taipei, Taiwan*

Objective: Patient safety is the priority of medical laboratory. Any laboratory error can endanger patient safety and becomes a potential source of legal problems. Therefore patient safety is the center of quality assurance process in medical laboratory. Most of the laboratory errors occurred in the manually intensive pre-analytical phase of the total testing process (TTP). Among these, patient misidentification can lead to serious harm to patient safety if not promptly detected and corrected. Here we report a case of sample misidentification in a radioimmunoassay laboratory and how it was identified by routine delta check technology before result reporting. More importantly, how the laboratory held accountable for improving patient safety by creating reliable systems to prevent patient misidentification through root cause analysis and continuous improvement.

Key words: patient safety, sample misidentification, delta check technology

J Nucl Med Tech 2012;9:31-36

Corresponding author: Ching-Ling Lin
Department of Endocrinology and Metabolism, Cathay General Hospital
No. 280, Sec. 4, Jen-Ai Rd, Taipei, Taiwan
TEL: (886) 02-27082121 ext. 3161
E-mail: jaa810@cgh.org.tw

改變影像收集條件以改善高血醣病人接受 F-18 FDG 全身正子檢查的影像品質 – 病例報告

吳志毅^{1,3} 張文震² 何恭之^{1,3}

¹ 長庚醫院核子醫學科暨分子影像中心

² 林口長庚醫院血液腫瘤內科

³ 長庚大學醫學影像暨放射科學系

臨床以氟化去氧葡萄糖 (F-18 FDG; FDG) 進行全身正子檢查時，多半需要評估受檢者的血醣狀況，以免血醣濃度影響 FDG 的均勻分佈。對於高血醣受檢者，一般多予以延期至血醣控制較好後，或考慮以特定方式給予靜脈注射短效型胰島素至血醣降低到合理值後再行檢查。本案例報告即就一名患有糖尿病之肺癌病人 (血醣值 307 mg/dL)，在不另給予胰島素的情況下，以延長每截收集時間之改良方式進行 F-18 FDG 全身檢查，得到良好的造影結果，大幅改善了 F-18 FDG 正子檢查在高血醣受檢者會有影像品質不佳的情形。

關鍵詞：氟化去氧葡萄糖 (F-18 FDG; FDG)，全身正子檢查，高血醣，糖尿病，影像品質

核醫技學誌 2012;9:37-42

前言

臨床以氟化去氧葡萄糖 (F-18 FDG; FDG) 進行全身檢查時，多半需要評估受檢者的血醣狀況，以免血醣濃度影響 FDG 的均勻分佈，讓影像品質隨血醣升高而下降 [1,2]。對於高血醣 (hyperglycemia，臨床定義為空腹血糖濃度 ≥ 110 mg/dL) 者或糖尿病患 (空腹血糖濃度 ≥ 126 mg/dL，飯後血糖濃度 ≥ 200 mg/dL，或者葡萄糖水負荷

檢查其兩小時血糖濃度 ≥ 200 mg/dL) 依照本文參考文獻 [2,3,4]，在評估血醣值偏高後，可以採取以下方法：

- 一、予以延期，待血醣控制至低於一定程度後再行檢查。
- 二、以特定方式給予靜脈注射胰島素至血醣降低到合理值後再行檢查。

也有文獻 [5] 建議「不另給予胰島素並且依照常規的劑量活度來給予 FDG，但是會額外增加每區段影像的收集時間。」以避免短效胰島素引起的其他影響 [6]。

本報告即就一名高血醣受檢者 (307 mg/dL)，在每截收集時間增加兩分鐘 (自 2.5 Min 增加至 4.5 Min) 而不另給予胰島素的情況下，進行 F-18 FDG 全身檢查所得到的結果影像品質進行報告。

病例報告

一名 53 歲男性 (體重：82 公斤，166 公分) 病人因罹患小細胞型肺癌 (small cell lung carcinoma; SCLC)，於本中心接受 F-18 FDG 全身正子檢查，於報到時發現血醣值過高 (307 mg/dL)，經向受檢者與家屬說明後，因評估臨床治療需要且受檢者與家屬希望能夠瞭解病況，在說明採取方案並取得檢查同意書後，依照體重相對給予注射 10.58 mCi F-18 FDG 並於五十分鐘後，使用 GE DSTE16 PET/CT (BGO 晶體) 依照以下技術條件進行影像採集與重組：

- 影像採集：3D 模式，matrix：128 x 128，每截 (bed) 訊號採集時間自 2.5 分鐘增加 2 分鐘至 4.5 分鐘
- 以一般常規影像重組參數進行重組：Iterative VUE pointer, subsets / iterations: 20 / 2, Z filter / post filter: standard

通訊作者：何恭之
長庚醫院核子醫學科暨分子影像中心
桃園縣龜山鄉復興街 5 號
電話：(03)319-6200 分機 2103
電子信箱：b8301068@adm.cgmh.org.tw

我們以相同「體重 - 活度換算標準」及影像收集 / 重組條件處理後，將此受檢者的結果影像與一位以常規每截 2.5 分鐘收集之「正常血醣受檢者 (83 mG/dL)」及一位「高血醣受檢者 (206 mG/dL)」之結果影像進行目視比較後 (圖一)，認為此案例影像品質較接近於「正常血醣受檢者」的影像品質。

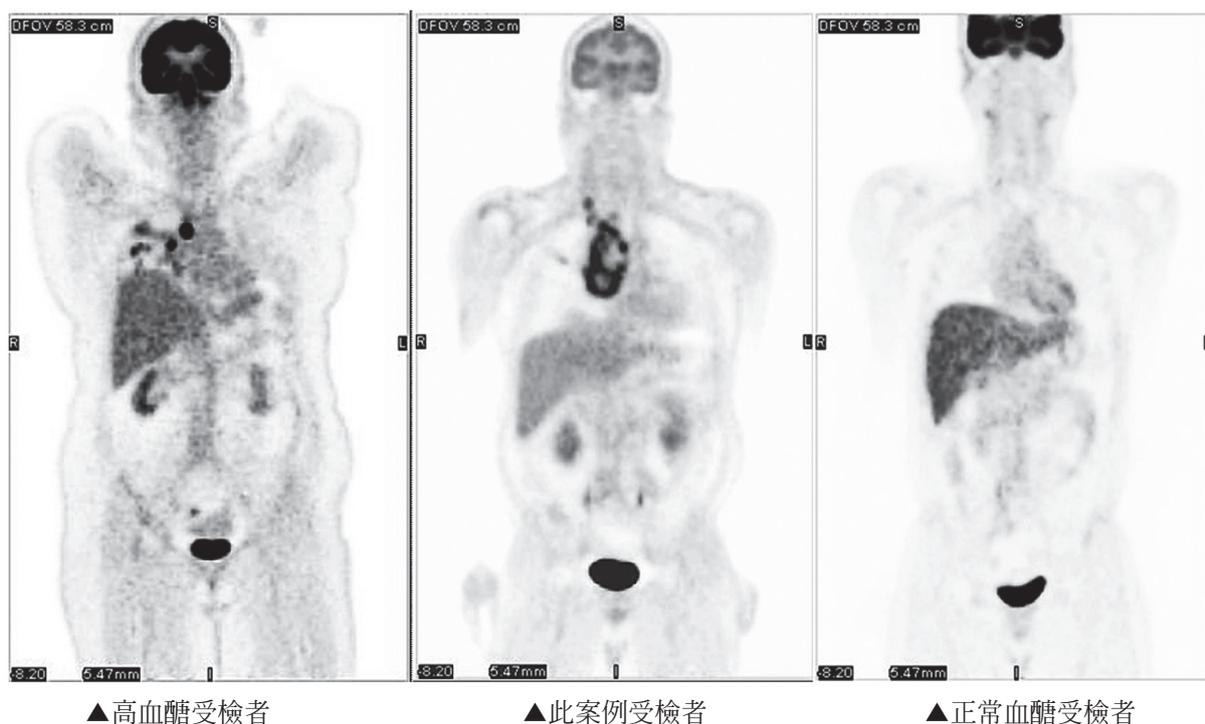
再將相關結果影像以 (圖二) 的方式設置 ROI 的方式將其「大腿肌肉 - 肝臟的 SUV(standard uptake value) 比值 (standard uptake ratio; SUR)」SUR 與兩名「高血醣受檢者」(血醣值(mG/dL): 194/206 (Avg.200))及三名「正常血醣受檢者」(血醣值(mG/dL): 87/83/81 (Avg.83.67))的 SUR 相比較後，發現如 (表一) 的情形：

1. 此案例大腿肌肉處的 SUV 值 (0.78) 與兩名「高血醣受檢者」的平均值 (0.8) 相近，並高於三名「正常血醣受檢者」的平均值 (0.64)。

2. 此案例肝臟處的 SUV 值 (2.27) 與三名「正常血醣受檢者」的平均值 (2.37) 相近，並高於兩名「高血醣受檢者」的平均值 (2.02)。
3. 此案「大腿肌肉 - 肝臟」的 SUR (0.34) 與三名「正常血醣受檢者」平均值 (0.27) 相近，並低於兩名「高血醣受檢者」的平均值 (0.40)。

討 論

在前述結果中，我們推測此案例 SUR 較接近正常血醣受檢者的原因，主要是因為延長每截收集時間後，得以增加「訊噪比 (SNR)」，而訊噪比與影像品質有直接的相關性，當訊噪比越高時可以得到越好的影像品質。此外，當我們在相同的影像重組條件下，即便「後濾器 (post-filter)」仍維持在「標準濾器 (standard)」，相較於一般高血醣受檢者以收集 2.5 分鐘的方式，此造影技術



圖一：以相同影像處理條件處理後，此案例受檢者與高血醣受檢者、正常血醣受檢者在主要的「肝臟 - 大肌肉影像」的目視比較。可以見到在每截收集 2.5 分鐘的條件下，高血醣受檢者 (206 mG/dL；上圖左) 與正常血醣受檢者 (87 mG/dL；上圖右) 相比，影像品質較差。此案例受檢者雖然也為高血醣受檢者 (307 mG/dL；上圖中)，但改變影像收集時間為每截 4.5 分鐘後，其得到的影樣品質相當接近於正常血醣受檢者的影像品質。

上圖左：高血醣受檢者以每截收集 2.5 分鐘，大腿肌肉處 SUV (M): 0.79、肝臟處 (L): 2.06、M-L SUR: 0.38

上圖中：此案例受檢者以每截收集 4.5 分鐘，大腿肌肉處 SUV (M): 0.78、肝臟處 (L): 2.27、M-L SUR: 0.34

上圖右：正常血醣受檢者以每截收集 2.5 分鐘，大腿肌肉處 SUV (M): 0.64、肝臟處 (L): 2.32、M-L SUR: 0.28

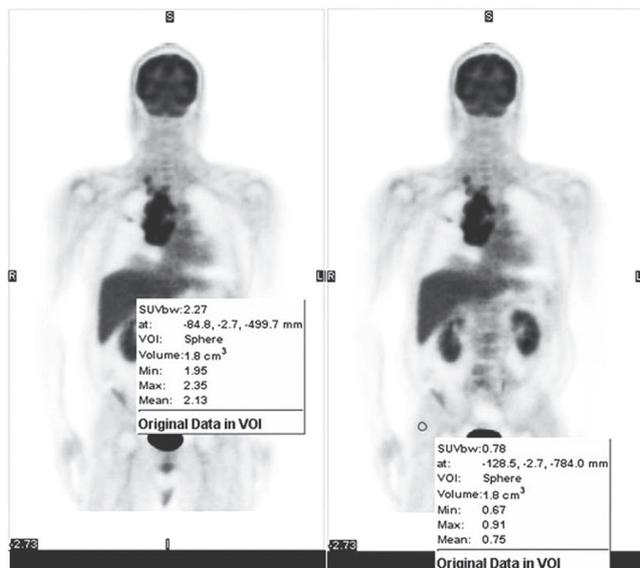
仍可以明顯的改善品質。

如「參考文獻六」所討論的，一般臨床 F-18 FDG 全身檢查時，當血醣值高於 180~200 mg/dL 時除了改

(延)期外，另一種方法多半會依照血醣值給予「短效型胰島素」，但是對於使用胰島素後進行 FDG 檢查的影像品質評價卻相當兩極 [6,7,8,9]。

就此案例的結果影像上，我們可以確定肌肉未有過度攝取，然而在臨床應用時，此技術仍然可能因為「高血醣 - 血中胰島素濃度 - 肌肉對胰島素敏感度」的關係而受到影響。因為部分糖尿病患者或長期高血醣者可能造成肌肉上的「葡萄糖轉運蛋白 (GLUT)」疲乏、「胰臟 β 細胞」疲乏，甚至對胰島素產生阻抗，因而如「參考文獻五」沒有出現過度或異常肌肉攝取。然而我們在過去的經驗中也確實遇到一名「類固醇高血醣 (glucocorticoid-induced hyperglycemia) 患者」，因為胰島素持續分泌而導致空腹 5 小時後，血醣值為 168 mg/dL 但是肌肉卻出現明顯的 FDG 攝取 (圖三)，我們相信給予 F-18 FDG 時，「胰島素是否持續分泌」與「肌肉對胰島素的敏感度」會是運用這項技術時的主要影響因素。

在本案例中，此技術用於高血醣受檢者時，確實得到與一般水準相近的影像品質。然而在「參考文獻九」中，我們可以知道用於臨床診療時，亦需留意高血醣的生理情況是否會對腫瘤的 F-18 FDG 攝取產生影響。「參



圖二：此案例受檢者肝臟 ROI 處 SUV(左)與大腿肌肉 ROI 處 SUV(右)。

表一 「Hyperglycemia 受檢者肌肉 SUV 與肝臟 SUV 比值 (SUR)」與「糖尿病受檢者肌肉與肝臟 SUR」、「健康受檢者肌肉與肝臟 SUR」之比較

	血醣 (mG/dL)	肌肉 SUVbw (G/mL)	肝臟 SUVbw (G/mL)	肌肉：肝臟 SUR
本次案例	307	0.78	2.27	0.34
▼高血醣受檢者				
Hyperglycemia 受檢者 1	194	0.81	1.98	0.41
Hyperglycemia 受檢者 2	206	0.79	2.06	0.38
平均值	200	0.80	2.02	0.40
▼正常血醣受檢者				
正常血醣受檢者 1	87	0.64	2.32	0.28
正常血醣受檢者 2	83	0.63	2.28	0.28
正常血醣受檢者 3	81	0.66	2.51	0.26
平均值	83.67	0.64	2.37	0.27

※「Hyperglycemia 受檢者肌肉與肝臟 SUR」與「健康受檢者肌肉與肝臟的平均 SUR」之標準差 (SD) 為 0.036。

※「Hyperglycemia 受檢者肌肉與肝臟 SUR」與「健康受檢者肌肉與肝臟的平均值 SUR」之標準差 (SD) 為 0.053。



圖三：一名「類固醇高血醣 (glucocorticoid-induced hyperglycemia) 患者」，因為胰島素持續分泌而導致空腹 5 小時後，血醣值為 168 mg/dL 但是肌肉卻出現明顯的 FDG 攝取。

考文獻十」亦指出類似的高血醣生理環境對「治療前的腫瘤細胞」的 SUV 幾乎沒有影響 (因為腫瘤細胞未受損)，對「治療後的腫瘤細胞」SUV 的影響則相對明顯 (因為腫瘤細胞受損)。因此在引用此技術改善影像品質的同時，是否還能維持一定的腫瘤細胞 SUV 變化比例，則需藉由更大型的研究才能得證。

結 論

隨著現代社會中糖尿病 (diabetes) 的盛行以及部分癌症病人在治療過程中與治療後的高血醣狀態，都增加了以 FDG 進行全身正子掃描時的困擾。也因此近年來對於類似受檢者進行 FDG 全身檢查前的準備如禁食時間、

不同類別糖尿病藥物的服藥方式...等等都有了新的建議 [11]。

以本次報告案例所學到之經驗告訴我們在臨床診療上，此技術有助於改善高血醣受檢者接受 F-18 FDG 的影像品質、提供核醫同儕除了改 (延) 期檢查或給予短效胰島素注射的方法外的另一種有效解決方案。但是也因受到胰島素作用的潛在因子影響，在使用此方式前必須先與受檢者及其家屬溝通與說明。

參考文獻：

1. Paula Lindholm, Heikki Minn, Sirkku. Leskinen-Kallio et al., Influence of the Blood Glucose Concentration on FDG Uptake in Cancer-A PET Study. The Journal of Nuclear Medicine Vol.34 No.1 January 1993.
2. Sharon M. Hamblen, CNMT; Val J. Lowe, MD. Clinical 18F-FDG Oncology Patient Preparation Techniques. JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY. Vol. 31 No. 1 March 2003.
3. Ronald Boellaard, Mike J. O'Doherty, Wolfgang A. Weber...et al., FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2009.
4. Dominique Delbecq, R. Edward Coleman, Milton J. Guiberteau...et al., Procedure Guideline for Tumor Imaging with F-18 FDG PET/CT 1.0. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, Vol. 47 No. 5, May 2006.
5. Eric Turcotte, MD, Michel Leblanc, MD, André Carpentier, MD...et al. Optimization of Whole-Body Positron Emission Tomography Imaging by Using Delayed 2-Deoxy-2-[F-18]fluoro-D-glucose Injection Following I.V. Insulin in Diabetic Patients. Academy of Molecular Imaging, 12, October 2006.
6. Félix-Nicolas Roy, Sylvain Beaulieu, Luc Boucher...et al. Impact of Intravenous Insulin on 18F-FDG PET in Diabetic Cancer Patients. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE. Vol.50 No. 2. February 2009.
7. 吳宛如、崔祐堃、陳遠光 ...et al.. 糖尿病患者 FDG-PET 檢查影像品質提升之評估。核子醫誌 18 卷 2 期。6 月 2005 年。
8. Tadashi Hara, Tatsuya Higashi, Yuji Nakamoto.

- Significance of chronic marked hyperglycemia on FDG-PET: is it really problematic for clinical oncologic imaging? *Ann Nucl Med / Japanese Society of Nuclear Medicine*. June 2009.
9. Amit Khithani, MBBS. Diabetes and PET Scans: Only Part of a Bigger Problem. *Gastrointestinal Cancer Research*. Volume 3. Issue 4. 12, August 2009.
10. Suggestions for Management of Diabetic Patients for FDG PET-CT Scans. Department of Nuclear Medicine University of Alberta / Stollery Children's Hospital. April, 2007.

Improving Image Quality of F-18 FDG Whole Body PET Scan in the Patient with Hyperglycemia by a Modified Acquisition Protocol – A Case Report

Camus C.Y. Wu^{1,3}, Wen-Chen Chang², Kung-Chu Ho^{1,3}

*Department of Nuclear medicine, Chang Gung Memorial Hospital and University, Taiwan.
Department of Hematology Oncology, Chang Gung Memorial Hospital and University, Taoyuan, Taiwan.*

Abstract:

In the clinical F-18 FDG whole body PET scan, usually need to confirm the status of plasma glucose to avoid its concentration to effect the distribution of FDG. For hyperglycemia cases, the examination will be reschedule until the plasma sugar was under well control or an intravenous injection of short-acting insulin will be given with specific protocol. We reported a lung cancer patient with diabetic (plasma glucose: 307mG/dL) who received the FDG PET scan but without additional administration of insulin. We also reported the analysis of scan results in this article about extend the acquisition time that significantly improve the image quality of FDG PET scan of hyperglycemia patient.

Key words: F-18 FDG, whole body PET scan, hyperglycemia, diabetic, image quality

J Nucl Med Tech 2012;9:37-42

Corresponding author: Kung - Chu Ho
Department of Nuclear Medicine, Chang Gung Memorial Hospital.
No. 5, Fusing St., Gueishan Township, Taoyuan County 333, Taiwan R.O.C.
TEL: (886) 03-319-6200 ext. 2103
E-mail: b8301068@adm.cgmh.org.tw

核醫電腦斷層品質保證測試結果異常報告－技術案例報告

蔡書汎^{1,2} 羅世煌² 吳志毅^{1,3}

¹ 長庚醫院核子醫學科暨分子影像中心

² 桃園長庚醫院輻射防護委員會

³ 長庚大學醫學影像暨放射科學系

自主管機關原子能委員會修正「輻射醫療曝露品質保證標準」後，核醫部門必須就所使用之電腦斷層設備進行醫療曝露品質保證測試。本報告即就本科於 2012 年 3 月接受外部品質稽查時，發現「水假體影像評估之水的雜訊值」及「管電流線性度」兩項測試結果異常。我們進行再次測量時，發現係因測量技術不同導致結果值偏差，並且因為臨床檢查參數設定與執行品保測試的參數略為不同所致。因此在執行品保測試時，必須格外留意相關參數的設定並謹慎分析品管結果之意義以及是否與臨床品質監控作業有確實關連，我們謹在此將此次所得經驗與核醫同儕分享。

關鍵詞：輻射醫療曝露品質保證標準，電腦斷層設備，水假體影像評估之水的雜訊值，管電流線性度

核醫技學誌 2012;9:43-47

前言

自主管機關於 2011 年 07 月 29 日修正並公告「輻射醫療曝露品質保證標準」後，核醫部門必須依據其「附表九核醫用電腦斷層掃描儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值」進行核醫部門電腦斷層設備醫療曝露品質保證測試。[1]

本報告即就本科接受外部品質稽查時發現「水假體

影像評估之水的雜訊值」及「管電流線性度」兩項測試結果異常，後經本中心相關品保人以合格假體 (ACR CT Accreditation Phantom、成人頭部與腹部 CTDI 劑量假體) 與游離腔再次測量 (圖一)，發現係因測量技術不同導致結果值偏差，謹以此提出報告並與核醫同儕分享所得經驗。

案例報告

本中心正子電腦斷層造影機 (GE DSTE16 PET/CT) 於 2012 年三月接受外部品質稽查，當日測得結果中共計有兩項得值異常：

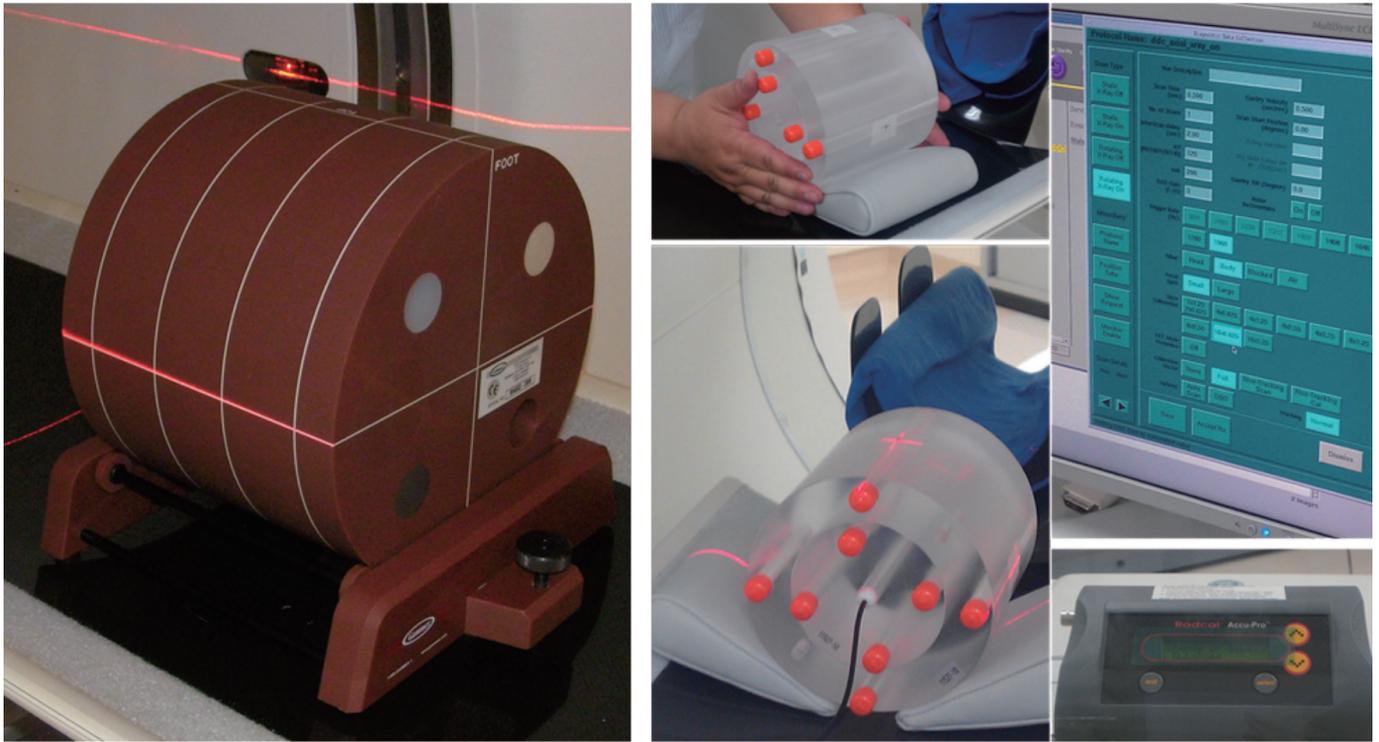
1. 「水假體影像評估之水的雜訊值」：該項測試於外部品質稽核時得值為 6.16，與基準值 (2011 年度自主檢測所得雜訊值為 8.83) 差異達 30.24%，不符合該項標準：「雜訊測得值與基準值差異應 $\leq 20\%$ 」。
2. 「管電流線性度」：該項測試中線性度的變異係數得值為 0.055，不符合該項標準：「管電流線性度的變異係數不可超過 0.05」。

分析兩項未通過之原因推測為外部品質稽查時與自主檢測時所用參數設定不同 (非異常) 所致 [2,3,4]，再次以合格假體與游離腔依照主管機關公告之品保設備程序書重新檢測後，確認「水假體影像評估之水的雜訊值」中水的雜訊值為 8.94，與基準值 8.83 之差異為 1.246% 符合規定之 $\leq 20\%$ (圖二)。另，「管電流線性度」在固定焦斑大小下進行量測時，小焦斑之管電流線性度為 0.001，大焦斑之管電流線性度為 0.0003，合乎「劑量值或曝露值再現性之便亦係數應 ≤ 0.05 」之規定。

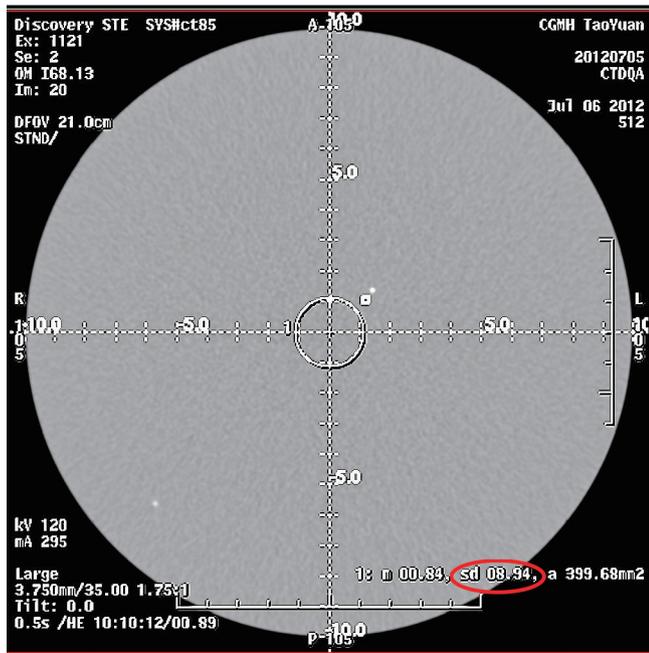
討論

就「水假體影像評估之水的雜訊值」的部分，正子

通訊作者：吳志毅
長庚醫院核子醫學科暨分子影像中心
台北市敦化北路 199 號
電話：(02)2713-5211 分機 3462
電子信箱：camus.wu@msa.hinet.net



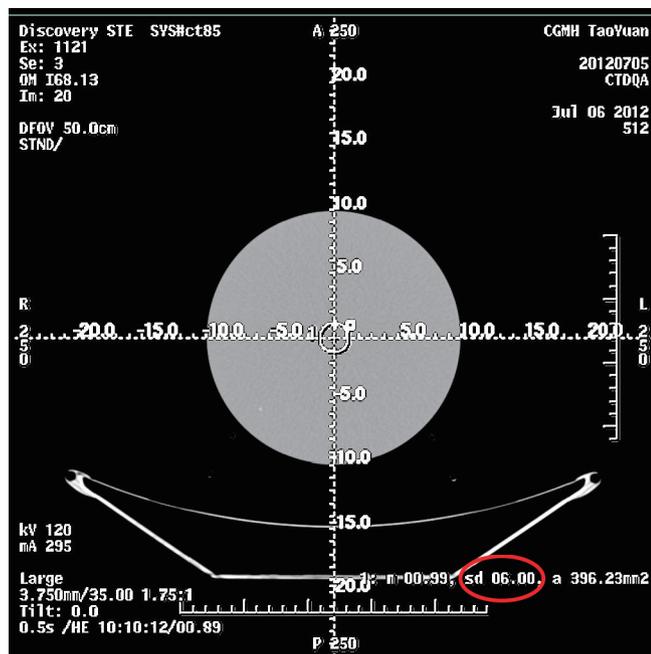
圖一：測試當日所用設備 (Gammex 464 ACT、成人頭部與腹部 CTDI 劑量假體、游離腔) 與測試情形。



圖二：依照程序書以 ACR 假體外圍 1 公分 (即 FOV 為 21 公分) 重新檢測後，確認其雜訊值為 8.94 (紅框標示處)。

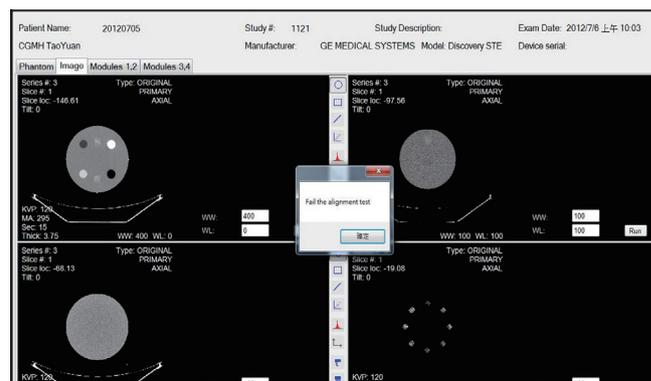
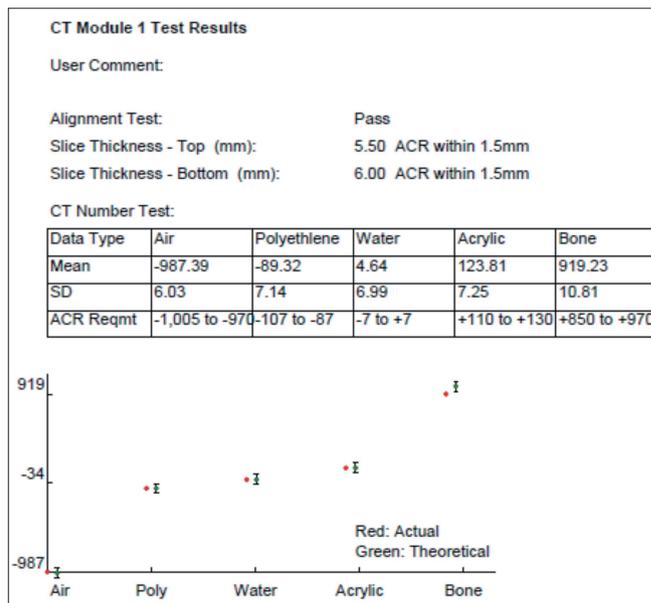
電腦斷層造影機為提供正子影像重組時所需衰減校正資訊 (computed tomography attenuation correction; CTAC)，必須調整電腦斷層影像的照野範圍 (field of view, FOV) 與正子影像的 FOV 大小一致，根據本文所使用儀器之正子造影範圍為 70 公分；依照主管機關公告之程序書設定組像範圍為 21 公分 (即 ACR 假體外圍 1 公分)，確認水假體雜訊值為 8.94，若此則與 2011 年度自我檢測雜訊值 8.83 之差異為 1.246% (符合規定之 $\leq 20\%$)。若以正子常用照野範圍 70 公分進行檢測水假體雜訊值量測，所得雜訊值為 6.00 (圖三)，此值與外部稽查當日所得雜訊值 6.16 相近，推測外部稽查當日所取樣的資料應為照野大小 70 公分的影像。由此經驗可知在進行電腦斷層品保測試時，務必依照程序書中規範進行影像掃描與影像重組，在發生結果異常時，需先檢視相關參數，排除造成異常的原因。另外，可以參考文獻四中的建議方法，如 (圖四) 的方式藉由品管分析程式匯入影像與設置 ROI 後再視需要進行微調，以協助影像品質分析的穩定性，減少人為分析的不確定因素。[6]

「管電流線性度」的部分，我們查閱了參考文獻



圖三：以 FOV 70 公分進行試驗，發現雜訊值為 6.00 (紅框標示處)。

五的經驗，推測未通過外部稽查原因為量測時焦斑大小不固定所致。以過去經驗的對策，這樣的情形可於固定時間條件下，依照「曝露量(劑量輸出)」的 mAS 值變異點分成兩組進行測試，然而這樣的方式並不符合程序書所規範。在請教 GE 公司工程師後，發現外部稽查當時係使用「一般檢查模式」進行測試，然而在「一般檢查模式」中為保護 X 光管球，設備會自動調控焦斑大小以預防過載，因而造成「曝露量」的結果數值產生較大的變異性。重新測試時，經由 GE 公司工程師在場協助以「工程模式」固定焦斑大小，以大焦斑與小焦斑分組依照程序書以成人頭部 CTDI 劑量假體測量「管電流線性度」後，其結果皆符合「管電流線性之變異係數應 ≤ 0.05 」之規定。我們亦由表一的數據中發現本中心的正子電腦斷層造影機 (GE DSTE) 以 200 mA 進行大、小焦斑切換的劃分，低於 200 mA 使用小焦斑，高於 200 mA 使用大焦斑，若指定 200 mA 搭配 0.5 秒進行掃描，小焦斑所得曝露量為 348.9 mR、大焦斑所得曝露量為 361.1 mR，兩者確實有所差異，若為減少焦斑切換所造成的曝露差異，可以在固定焦斑大小的管電流設置下 (此處為 200 mA)，適當增加掃描時間與 mA 進行管電流線



圖四：以 ACR 假體依照程序書進行測試時，使用「品管分析軟體」排除人為因素得到一致性較高的分析結果(上方圖)。下方圖以非 ACR 假體標準測試程序執行無法以程式分析，而手動設置 ROI 的方式會增加品管穩定度上的不確定因素。

性量測，但是此方式較符合臨床應用條件而不符合程序書規範。

結 論

為確保國人接受輻射醫療時的曝露品質並符合游離輻射防護法規範，主管機關自 2004 年 12 月 8 日公告「輻射醫療曝露品質保證標準」，並於 2011 年 7 月 29 日修訂納入「核醫用電腦斷層掃描儀」與其應實施之項目，因此品保人員在執行品保測試時，必須依據主管機關公

表一 分別固定使用大焦斑與小焦斑測試「管電流線性之變異係數」結果

焦斑大小	mA	S	mA·S	mR	mR/mA·S	平均值	標準差	變異係數
Small	100	0.5	50	174.2	3.48			
Small	150	0.5	75	262	3.49	3.49	0.0047	0.0013
Small	200	0.5	100	348.9	3.49			
Large	200	0.5	100	361.1	3.61			
Large	250	0.5	125	451.6	3.61	3.61	0.0012	0.0003
Large	300	0.5	150	542	3.61			

告的程序書進行測試。然而目前許多電腦斷層設備都有「自動劑量調控」、「管球保護」等功能來保護受檢者或設備重要元件，這些措施同時亦導致了依照程序書執行的部分品保測試項目不合格，如本文中受「管球保護」措施影響的「管電流線性度」或常見會受「自動劑量調控」的「低對比度」測試。

前述情形或是如本文中遇到的臨床參數與程序書測試條件不符的情形，假如未能如參考文獻六所建議的持續檢討並即時調整品管程序，反而會致使程序書與臨床使用程序不一致，甚至為符合規範而調高臨床參數來迎合品保程序書規範（如：為了能夠成功依照程序書參數測試「低對比度」，只要不超過成人腹部 30 mGy 的劑量限值，就增加臨床條件以符合國外較高檢查劑量條件達成的品保基準，而未考慮基於 ALARA 的原則在臨床醫師可以判讀的劑量條件下進行測試）。因此，品保人員對於品管測試結果的判讀也須謹慎分析，並就異常結果進行探討求證，並將結果回饋給品保組織，必要時進行適當程序修正或請工程師進行調整，以建立良好的醫療曝露品質保證作業機制 [7]。

銘 謝

感謝 GE 公司工程師胡佳宏先生與工程師李育青先生在此次測試中提供協助。

參考文獻

1. 行政院原子能委員會，輻射醫療曝露品質保證標準，07.29.2011 修正。
2. Yusuf Emre Erdi, DSC, DABR. CT quality assurance workshop. 行政院原子能委員會主辦 CT 品保工作坊 June 23-27 2009。
3. 蔡惠予，電腦斷層掃描之原理與醫療曝露品質保證，行政院原子能委員會主辦 CT 品保人員訓練課程，Apr. 2009.
4. McCollough CH, Bruesewitz MR, McNitt-Gray MF... et al. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. *Med Phys* Vol.31:2423-2442, 2004.
5. Jurik AG, Jessen KA, Hansen J. Image quality and dose in computed tomography. *Eur J Radiol* Vol.7 Issue1 P77-81, 1997.
6. Nicholas A. Detorie, PhD, Chair, Richard A. Geise, PhD, Vice Chair, William K. Breeden, III, MS... et al., ACR technical standard for diagnostic medical physics performance monitoring of computed tomography (CT) equipment. ACR technical standard.
7. J. Papp, *Quality Management in the Imaging Sciences*, P11; P189-198 Mosby pub. 1998.

The Error Report of the Nuclear Medicine Computed Tomography Quality Assurance Test — Technical Report

Shu-Fan Tsai^{1,2}, Shih-Huang Lo², Camus C.Y. Wu.^{1,3}

*Department of nuclear medicine, Chang Gung memorial hospital and university, Taiwan.
Radiation safety committee of Taoyuen Chang Gung Memorial Hospital*

Abstract:

Since the “medical radiation exposure quality assurance procedure” were announced and amended by the Atomic Energy Council. All the computer tomography on nuclear medicine departments required to implement a medical exposure QA procedure.

On March 2012, we have accepted the external audit and there are two options in outrage: “The noise value of evaluation to water phantom” and “the output linearity of tube current”. We redo the test follow the QA procedure guideline which approved by AEC, also found the error source which were caused by the improper protocol setting and unsuitable testing parameters.

On the basis of the medical exposure QA program which approved by AEC, these options could be corrected and turned out to be qualified. Therefore, the data analysis of quality assurance testing should particularly pay attention to the parameter setting and also should be careful to evaluate the relations between the results and clinical quality management.

Key words: quality assurance procedure of medical radiation exposure, CT (computed tomography), the noise value of evaluation to water phantom, the output linearity of tube current

J Nucl Med Tech 2012;9:43-47

Corresponding author: Camus C.Y. Wu
Department of Nuclear Medicine, Chang Gung Memorial Hospital.
No. 199, Tung Hwa North Road, Taipei, Taiwan, R.O.C.
TEL: 271-35211 ext 3462
E-mail: camus.wu@msa.hinet.net

