

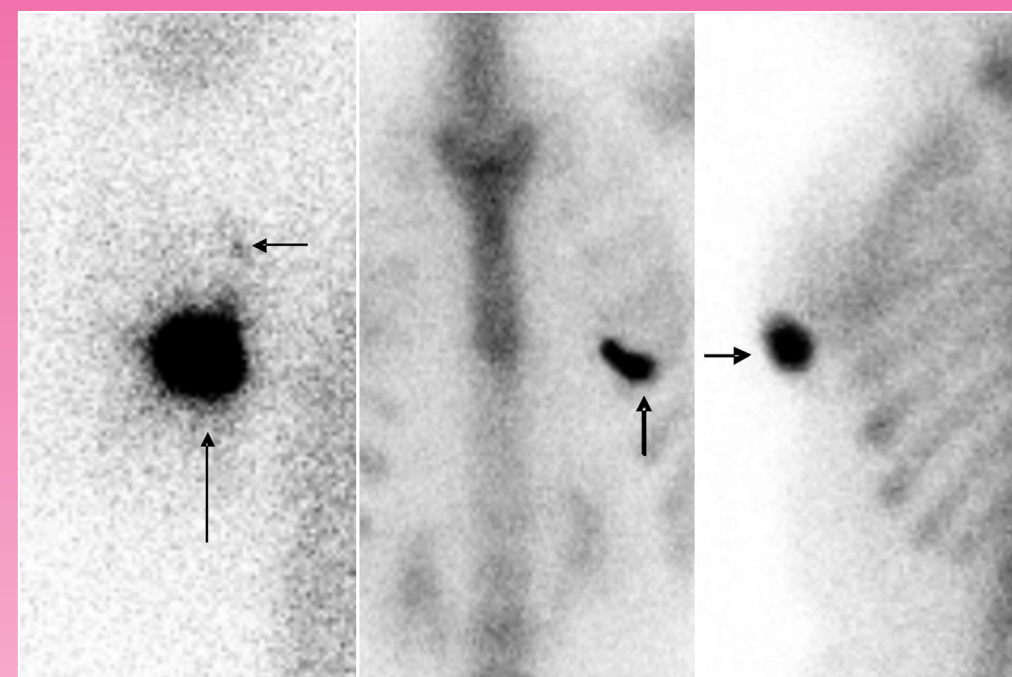
核醫技術學雜誌

Journal of Nuclear Medicine Technology

Journal of Nuclear Medicine Technology

核醫技術學雜誌

Volume 7 Number 1 Pages 1-69 October 2010



(左圖) Sentinel lymph node scintigraphy. Subcutaneous injection the radiotracer into the left nipple. (long arrow) We found the 1st sentinel lymph node after 40 minutes. As the time goes by the spot became more and more obvious. (short arrow)

(中圖) ^{99m}Tc -MDP Bone scan. Anterior view. We found a hot spot (arrow).

(右圖) Bone scan, Lateral Chest view. We proved the hot spot (arrow) was accumulated in subcutaneous tissue through the lateral view.

Volume 7 Number 1

October 2010

第七卷 第一期 中華民國九十九年十月

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)

姚維仁 (Wei-Jen Yao)
台南成大醫院

創刊人 (Original Publisher)

黃延城 (Yan-Cherng 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)

劉仁賢 (Ren-shyan Liu)
台北榮民總醫院
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
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
黃文盛 (Wen-Sheng Huang)
三軍總醫院
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
廖樹昆 (Shu-Qeinn Tsai)
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
魏天佑 (Tien-Yu Wei)
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
高銘聲 (Min-Sheng Kao)
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
黃雅婕 (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)
彰濱秀傳醫院

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7卷第1期

中華民國核醫學學會醫技委員會學誌

中華民國99年10月發行

原 著

- [¹⁸F]Fluoroacetate 在肝癌診斷之初步研究 1
林明佳 吳駿一 李佳哲 林宜諭 吳宜臻 陳輝墉
- 前哨淋巴結定位檢查殘留的放射藥物活性對全身骨骼掃描影像診斷的影響 7
陳晏綺 辜啓泰 鄭翠芬 陳遠光
- 濾波反投影法參數設定的假體研究 11
鄭雯文 梁硯滋 杜高瑩
- 評估甲狀腺全切除手術後口部放射碘活度對甲狀腺攝取率之影響 19
王寶英 王小卿 林明佳 陳泰賓 吳宜臻
- 以「區域圈選」工具排除心肌血流灌注單光子斷層攝影 3D
表面成象之心室中膈側壁之假影
八名右心室肥厚病患之影像處理結果 25
周育祥 周文祥 吳志毅

綜 論

- 以「影像處理」方式重新定向來排除核醫心肌血流灌注單光子斷層
掃描時仰臥姿勢造成的短軸對位誤差 35
劉雅雯 黃美瑩 吳志毅
- 核子醫學資訊系統的設計與開發 43
杜高瑩 劉光筠

專 論

- 骨質疏松患者對 Tc-99m MDP 骨骼掃描攝取之影響 53
錢信德 賴佳玟 陳雅凰 蘇振隆 蔡雅茹 蕭聿謙

病例報告

- 上消化道鎮劑 X 光攝影對核醫胃排空檢查之影響——病例回顧 59
王寶英 陳建良 陳輝墉
- 單光子發射電腦斷層 (SPECT/CT) 偵測薦骨之壓力性骨折：病例報告 65
黃政凱 蔡宏翊 林佳誼 洪光威

Journal of Nuclear Medicine Technology

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

Volume 7, Number 1

ISSN 1818-2712

October 2010

Original Articles

- Evaluation of [¹⁸F]Fluoroacetate in the Detection of Hepatocellular Carcinoma:
a Preliminary Study 1**
Ming-Chia Lin, Chun-Yi Wu, Jia-Je Li, Yi-Yu Lin, Yi-Chen Wu, Hue-Yong Chen
- The residual of radiotracer activity from sentinel lymph scan affects imaging
interpretation of the whole body bone scan 7**
Yen-Chyi Chen, Chi-Tai Ku, Tsui-Fen Cheng, Yen-Kung Chen
- The Phantom Experiment of Filtered Back Projection 11**
Wen-Wen Cheng, Yan-Tzu Lian, Kao-Yin Tu
- Evaluation Uptake Value of Iodine Activity on Excision Surgery of Thyroid in
Oral Cavity 19**
Pao-Yin Wang, Shiau-Ching Wang, Ming-Chia Lin, Tai-Been Chen, Yi-Chen Wu
- Use mask tool to obviate the artifacts on septum wall of myocardial perfusion
SPET with 3D surface rendering display
The technical report of the eight patients with right ventricle changed diseases (RVCD) . . 25**
Yu-Hsiang Chou, Wen-Hsiang Chou, Camus C.Y. Wu

Review Article

- Using image processing methods to obviate the orientation inaccuracy on short
axis of Myocardial perfusion SPET 35**
Ya-Wen Liu, May-Yin Wong, Camus C.Y. Wu
- Design and development of the Nuclear Medicine Information System 43**
Kao-Yin Tu, Kuang-Yu Liu

Special Article

- The influence of Osteoporosis patient with ^{99m}Tc MDP Uptake by Bone Scan 53**
*Hsin-Te Chian, Chia-Wen Lai, Ya-Huang Chen, Jenn-Lung Su,
Ya-Ju Tsai, Yu-Chien Shiau*

Case Reports

- The Upper GI Series with the barium solution to influence of the Gastric
Emptying Scan -A Case Report 59**
Pao-Ying Wang, Chien-Liang Chen, Hue-Yong Chen
- Sacral insufficiency fractures by SPECT/CT: A case report 65**
Cheng-Kai Huang, Hong-Yi Tsai, Chia-I Lin, Guang-Uei Hung

中華民國93年11月20日創刊

發行：中華民國核醫學學會
醫技委員會

理事長：姚維仁

醫技委員會主任委員：杜高瑩

執行祕書：楊邦宏

會址：704台南市勝利路138號
成大醫院核子醫學部

電話：(06)2766109

傳真：(06)2766609

劃撥：19781819

網址：<http://www.snm.org.tw>

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

[¹⁸F]Fluoroacetate 在肝癌診斷之初步研究

林明佳^{1,2} 吳駿一² 李佳哲² 林宜諭² 吳宜臻^{1,2} 陳輝墉^{1,2}

¹義大醫療財團法人義大醫院 / 義守大學 核子醫學科

²國立陽明大學 生物醫學影像暨放射科學系

摘要

前言：因為 [¹⁸F]FDG PET 在診斷肝癌上敏感性較低，所以使用 [¹¹C]acetate ([¹¹C]-ACE) 做為正子藥物來協助臨床上診斷肝癌及腫瘤分期，但 ¹¹C 的半衰期僅僅短短 20 分鐘，這限制了 [¹¹C]-ACE 的使用。因此改用 acetate 之衍生物，以有著較長半衰期的 ¹⁸F (半衰期 110 分鐘) 標幟之 [¹⁸F]Fluoroacetate ([¹⁸F]FAC) 來評估其診斷肝癌可行性。本實驗的目的是評估以 [¹⁸F]FAC 作為肝癌的正子藥物可能性。

方法：合成 [¹⁸F]FAC 之方法均參考文獻並稍作修改。使用 [¹⁸F]FDG 與 [¹⁸F]FAC 於荷 HCC36 肝腫瘤小動物做 Micro-PET 造影。

結果：[¹⁸F]FAC 的放射化學純度大於 98%，總合成時間約 60 分鐘。各類放射藥物注射後 1 小時進行 microPET 造影，影像所得之腫瘤 / 肌肉比值分別是 [¹⁸F]FAC : 5.05 及 [¹⁸F]FDG : 5.22。

結論：MicroPET 影像顯示 [¹⁸F]FDG 與 [¹⁸F]FAC 二者均顯著積聚於腫瘤。研究結果發現除 [¹⁸F]FDG 外 [¹⁸F]FAC 可能有機會在肝癌診斷中扮演重要角色。

關鍵詞：正子掃描，[¹⁸F]Fluoroacetate，肝癌

核醫技學誌2010;7:1-5

前言

肝癌 (Hepatocellular carcinoma; HCC) 是亞洲國家最常見的惡性腫瘤之一，依據 96 年衛生署公告國人因惡性

腫瘤而死亡約有 28.9%，其中肝癌在所有惡性腫瘤中排名第二 (佔 19.4%)，因此擁有良好早期診斷肝癌技術是相當重要的。[¹⁸F]FDG PET 經常使用在診斷惡性腫瘤上，然而 [¹⁸F]FDG PET 在診斷肝癌上敏感性較低，因此另外發展了 [¹¹C]acetate 正子藥物來協助臨床上診斷肝癌及腫瘤分期，目前研究結果顯示有不錯效果【1】，但 ¹¹C 的半衰期僅僅短短 20 分鐘，這限制了 [¹¹C]acetate 的使用，故改用以 ¹⁸F (半衰期 110 分鐘) 標幟。[¹⁸F]Fluoroacetate ([¹⁸F]FAC) 來評估其診斷肝癌可行性。本實驗的目的是評估以 [¹⁸F]FAC 作為肝癌的正子藥物可能性。

材料與方法

[¹⁸F]Fluoroacetate 之製備：

[¹⁸F]fluoroacetate 標誌方法參考 1986 年由 Sykes 等人所發表之文獻【2】將 [¹⁸F]HF 水溶液加入置有約 4.6 mg 之碳酸鉀 (potassium carbonate) 及 26 mg 之穴醯 (Kryptofix 2.2.2.)，的密封 V 形瓶中，於 130°C 下加熱直至液面快乾。分批加入共 3.3 mL 無水乙腈 (acetonitrile) 去除殘餘水分，持續於 130 °C 下加熱至全乾。將約 10 μL 之溴乙酸乙酯 (ethyl bromoacetate) 溶於 0.8 ml 無水乙腈，並加入上述 V 形瓶中，並置於 110°C 下反應 10 分鐘。

待反應瓶回復至室溫後，將反應混合液通過 silica Sep-pak cartridge (事先以 5 mL 無水乙腈洗)，收集濾液，再以 0.3 ml 無水乙腈清洗反應瓶並通過同一 silica Sep-pak cartridge，收集濾液於同一試管中。將上述溶液加入 1.0 mL 1N 鹽酸 (HCl) 於 80°C 下進行水解，反應時間 10 分鐘。待反應溶液冷卻後，加入 1.2 mL 的 1N 氫氧化鈉 (NaOH)，調 pH 值至鹼性。以旋轉濃縮器 (rotavapor) 於減壓下抽乾溶劑，最後加入 7 mL 0.1 M pH 6.0 之磷酸緩衝溶液 (phosphate buffer solution, PBS) 即得最終產物 [¹⁸F]FAC。

99年5月21日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：陳輝墉

住址：高雄縣燕巢鄉角宿村義大醫院 財團法人義大醫院 核子醫學科

電話：07-6150011分機2301 傳真：07-6150961

電子信箱：ed100397@edah.org.tw

最終產物 [¹⁸F]FAC 以劑量校正器 (dose calibrator) 測產物放射活性，並以放射薄層分析 (RP-C-18 silica gel on Al plate，展開液 MeOH/H₂O = 2/8，Rf 值為 1.00) 產物之放射化學純度。

細胞培養

將 HCC36 肝癌細胞 (hepatocellular carcinoma cell) 細胞株置於已添加 10% Fetal bovine serum (FBS) 的培養液 DMEM (Dulbecco's modified eagle's medium) 中，置於 37°C 5% CO₂ 的恆溫培養箱中。HCC36 肝癌細胞經過體外培養至相當數目後 (約 2 × 10⁵ 細胞 / mL)，再利用這些細胞來接種至動物。

動物腫瘤模式之建立

選用國家動物中心飼養重約 15~20 公克之雄性 Naked Mouse，並給予標準飲食。將 Naked Mouse 以乙醚及靜脈注射 Barbiturates 麻醉後，從右後肢之肌肉層以微量針筒打入約 2 × 10⁵ 之 HCC36 肝癌細胞以誘發肝腫瘤。

[¹⁸F]FDG 及 [¹⁸F]fluoroacetate 於荷腫瘤動物之 Micro-PET 造影

造影前動物須先禁食 8 小時。Naked Mouse 在種植 HCC36 肝癌細胞後 30 天，放入麻醉缸內，先以乙醚作短暫麻醉，待其倒下後，分別從尾靜脈注射 100 μCi 的 [¹⁸F]FDG 或 [¹⁸F]FAC。於 1 小時後，以 isoflurane 氣體麻醉劑持續麻醉，進行 Micro-PET 造影。Micro-PET 設備 (microPET R4, Concorde Microsystems (Knoxville TN,

USA)) 由台北榮民總醫院國家多目標迴旋加速器中心提供。造影完成後，將掃描取得之影像資料重組後進行影像處理。在影像進行腫瘤位置及對側位置肌肉圈取 ROI (region of interest)，經計算分別取得不同藥物之 ROI 的平均攝取值 (單位為 %ID/g, percentage of injection dose per gram organ)。

結果

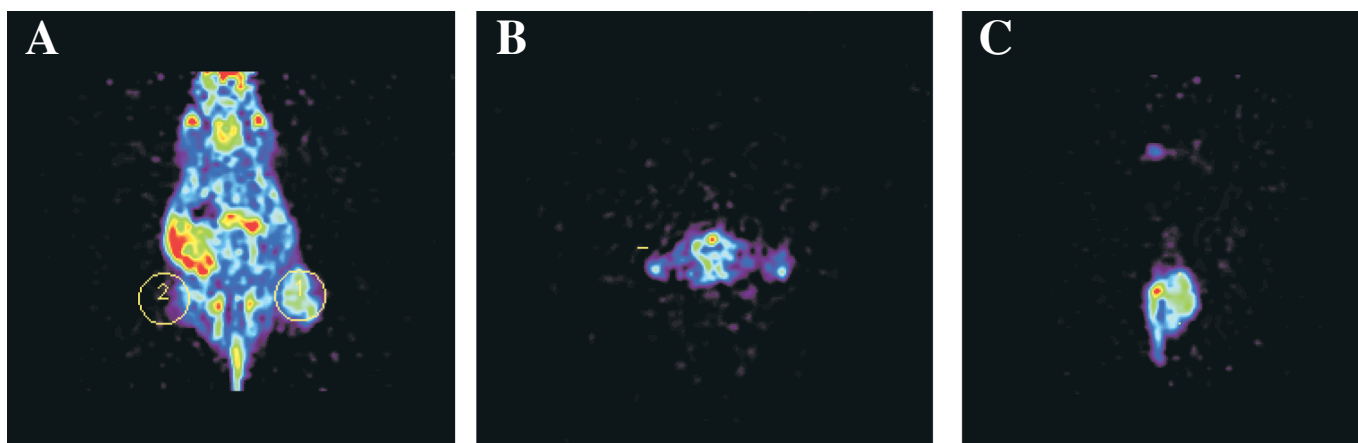
[¹⁸F]Fluoroacetate 之製備

氟-18 標記後反應混合物的放射薄層分析顯示，氟-18 標記效率 (labeling efficiency) 極高，生成的 ethyl fluoroacetate (RF = 1.0) 佔總放射活度 95% 以上。而在水解去保護基並經 reverse phase C-18 silica sep-pak cartridge 純化後，得到最終產物 [¹⁸F]Fluoroacetate (Rf = 1.0) 的放射化學純度 (radiochemical purity) > 98%，總合成時間約 60 分鐘。

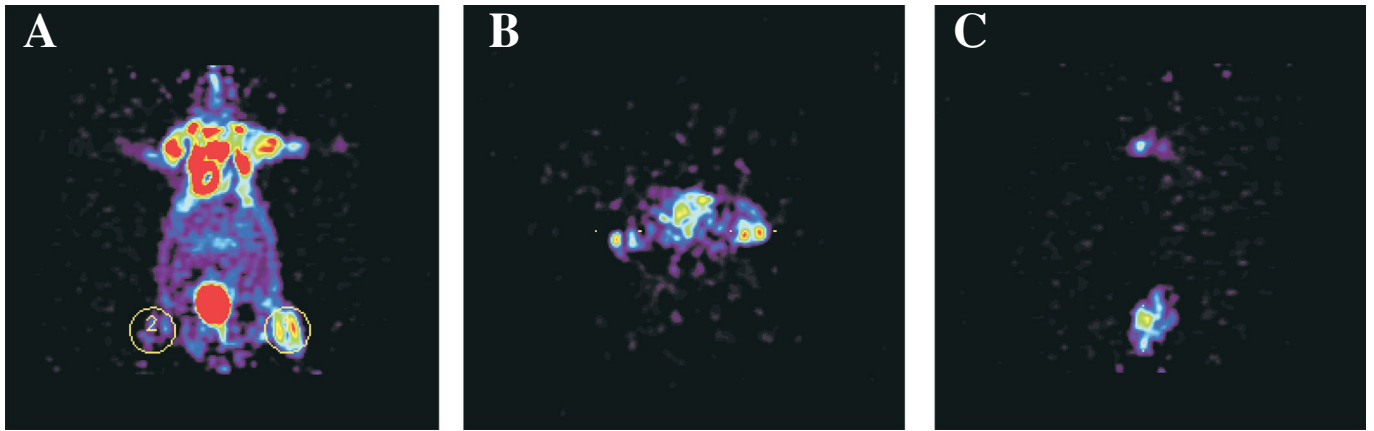
[¹⁸F]Fluoroacetate 及 [¹⁸F]FDG 於荷腫瘤動物 HCC 36/Naked Mouse 之 Micro-PET 造影：

小鼠的 [¹⁸F]FDG 及 [¹⁸F]FAC 的 Micro-PET 影像分別在注射不同藥物後 1 小時進行造影取得。在 [¹⁸F]FDG 影像中發現有幾個器官有較高的 [¹⁸F]FDG 攝取 (心臟、膀胱)，並在小鼠右後肢腫瘤區域有明顯活性積聚，ROI 計算結果腫瘤對於 [¹⁸F]FDG 的平均攝取值為 2.42 %ID/g，肌肉為 0.46 %ID/g，腫瘤比肌肉值為 5.22。

在 [¹⁸F]FAC 的影像中發現心臟有較低的活性積聚，而膀胱中則未明顯發現活性積聚。對於 [¹⁸F]FAC，腫瘤的平均攝取值為 2.72 %ID/g，肌肉為 0.54 %ID/g，腫瘤



圖一、荷腫瘤動物於注射 [¹⁸F]FAC 後 60 分鐘後 Micro-PET 影像：(A) 冠狀面，(1) 右側後肢腫瘤選取區域，(2) 左側後肢肌肉選取區域；(B) 橫切面；(C) 矢狀面。



圖二、荷腫瘤動物於注射 [¹⁸F]FDG 後 60 分鐘後 Micro-PET 影像：(A) 冠狀面，(1) 右側後肢腫瘤選取區域，(2) 左側後肢肌肉選取區域；(B) 橫切面；(C) 矢狀面。

比肌肉值為 5.05。

討論

在亞洲及南非地區肝癌是常見的惡性腫瘤之一，肝癌起因於肝細胞的惡性病變，常見的危險因子有慢性肝病如病毒感染、肝硬化、暴露於致癌物質中。一般用於評估及篩選肝癌有腹部超音波、電腦斷層掃描 (CT) 及核磁共振攝影 (MRI)。超音波可偵測出小至 1 公分的病兆，但受限於其依賴操作者技術 (operator dependent) 及特异性 (specificity) 不佳。電腦斷層掃描及核磁共振攝影為临床上廣泛使用來診斷肝癌的工具，雖然電腦斷層掃描及核磁共振是目前肝癌診斷及腫瘤分期最常用影像工具，但也期待有更新的分子影像可協助病患的腫瘤分期及後續追蹤。 [¹⁸F]FDG PET 被應用在許多腫瘤診斷中，多數腫瘤有較多的葡萄糖運輸者蛋白質 (glucose transporter proteins) 及細胞內糖酵解酵素如己糖激酶 (hexokinase) 及磷酸果糖激酶 (phosphofructokinase) 【3-5】，且有較少的葡萄糖-6-磷酸酶 (glucose-6-phosphatase; G-6-Pase)，使得 [¹⁸F]FDG 得以積聚在癌細胞中。

[¹⁸F]FDG PET 也被嘗試使用在肝癌診斷，然而在临床上 [¹⁸F]FDG 的表現卻不甚令人滿意，在肝癌診斷上 [¹⁸F]FDG PET 約僅有 50~55% 敏感度。在先前報告中指出 [¹⁸F]FDG 在分化不良的肝癌細胞吸收表現佳，但在分化良好的肝癌細胞有較差的吸收。因為分化良好的肝癌細胞與正常肝細胞均有較高的 glucose-6-phosphatase 活性可將 [¹⁸F]FDG-6-P 脫磷酸成 [¹⁸F]FDG 再度離開肝細胞【6-7】，所以 [¹⁸F]FDG PET 並不適合用在偵測組織型態為分化良好的肝癌。在近幾年的研究中開始嘗試使用

[¹¹C]acetate 聯合 [¹⁸F]FDG 來協助診斷肝癌，在 Ho C-L 2003 年的研究中指出分化較差的肝癌細胞中 [¹⁸F]FDG 有較高的積聚，反之在分化良好的肝癌細胞中則 [¹¹C]acetate 有較高的積聚，合併使用 [¹¹C] acetate 及 [¹⁸F]FDG 兩種正子藥物在肝癌的正子斷層造影中可以有得到較高靈敏度及準確度【1】。另外在 Joong-Won Park 2008 年的研究中發現利用 [¹¹C] acetate 可增加 [¹⁸F]FDG 在临床上偵測原發性肝癌的靈敏度【8】。2009 年 Kyung Hoon Hwang 的研究也指出在偵測 1 公分以上的肝癌中使用 [¹¹C] acetate 及 [¹⁸F]FDG 具有互補效果【9】。

氟乙酸 (Fluoroacetate) 是一種有毒的化合物，自然存在於南非的有毒植物 Dichapetalum chymosum 中，在美國於 40 年代時作為殺鼠劑使用【10】，其可經由吸入、攝取或由皮膚吸收，若涉入過量會導致嘔吐、抽筋及心室纖維顫動。依每隻老鼠單次注射 [¹⁸F]fluoroacetate 100 μCi 計算，注射入動物體內的 [¹⁸F]FAC 劑量僅 4*10⁻¹⁵ g。依照美國疾病管制局以老鼠所進行的毒性試驗 (毒物回顧第 349 號報告)，顯示會造成組織變化的劑量為 0.25 mg/kg/day，故所使用之 [¹⁸F]FAC 劑量遠遠低於前述劑量。Fluoroacetate 毒性是由於它在活體內轉換成氟檸檬酸鹽 (fluorocitric acid) 進而抑制細胞內 aconitase，並且導致三羧酸循環 (tricarboxylic acid cycle) 無法進行【11-12】。

在本研究中使用以 ¹⁸F 標誌的 [¹⁸F]fluoroacetate，相較於 [¹¹C] Acetate 半衰期 (約 20 分鐘)， [¹⁸F]FAC 有著較長的半衰期 (110 分鐘)，這提高了 [¹⁸F]FAC 應用方便性。 [¹⁸F]FAC 也可能是偵測腫瘤的正子示蹤劑，Datta E. 在 2007 年研究中使用前列腺癌動物模式 (CWR22 tumor-

bearing *nu/nu* mice), 結果指出 [¹⁸F]FAC e 及 [¹¹C] Acetate 可用於前列腺癌偵測【13】, 但 [¹⁸F]FAC 在老鼠、狒狒的生物分布不盡相同, 在老鼠中發現有 [¹⁸F]FAC 脫氟現象, 因此可見骨骼有吸收, 但在狒狒中則未發現。2004 年 Matthies A 利用 [¹⁸F]FAC PET-CT 觀察前列腺癌轉移病人, 結果發現在所有骨轉移位置 [¹⁸F]FAC 吸收, 同時在肝臟部分有 [¹⁸F]FAC 吸收【14】。在我們的研究中以 HCC36 肝癌細胞所建立的動物模式中發現, [¹⁸F]FDG 及 [¹⁸F]FAC 有相似的腫瘤比肌肉值分別為 5.22 及 5.05。Örjan Lindhe 在 2009 的報導中指出 [¹⁸F]FAC 不可視為 [¹¹C]Acetate 的衍生物, 因為兩者似乎有完全不同的器官血流分布、中間代謝產物及脂質合成【15】。然而在肝癌診斷中 [¹⁸F]FAC 可能和 [¹¹C] Acetate 相似, 扮演著輔助 [¹⁸F]FDG 的角色, 但也可能是另一種新的肝癌診斷工具, 提供臨床上病患的腫瘤分期及預後追蹤評估, 我們仍需要做更進一步的研究。

結 論

在這次的研究結果中發現, 除目前臨床上所使用與腫瘤造影劑 [¹⁸F]FDG 外, [¹⁸F]FAC 可能有機會在肝癌診斷中扮演重要角色。

致 謝

財團法人義大醫院 97 年度院內專題研究計畫(計畫編號: EDAH97020) 補助。

參考文獻

1. Ho C-L, Yu SCH, Yeung DWC. ¹¹C-Acetate PET imaging in hepatocellular carcinoma and other liver masses. *J Nucl Med.* 2003;44:213-221.
2. Sykes TR, Ruth TJ, Adam MJ. Synthesis and murine tissue uptake of sodium [¹⁸F]fluoroacetate. *Int J Rad Appl Instrum B* 1986;13:497-500.
3. Flier JS, Mueckler MM, Usher P, Lodish HF. Elevated levels of glucose transport and transporter messenger RNA are induced by ras or src oncogenes. *Science.* 1987;235:1492-5.
4. Monakhov NK, Neistadt EI, Shavlovskii MM, Shvartsman AI, Neifakh SA. Physicochemical properties and isoenzyme composition of hexokinase from normal and malignant human tissues. *J Natl Cancer Inst.* 1978;61:27-34.
5. Knox WE, Jamdar SC, Davis PA. Hexokinase, differentiation, and growth rates of transplanted tumors. *Cancer Res.* 1970;30:2240-4.
6. Weber G, Cantero A. Glucose-6-phosphatase activity in normal, precancerous, and neoplastic tissues. *Cancer Res.* 1955;15:105-8.
7. Weber G, Morris HP. Comparative biochemistry of hepatomas. III. Carbohydrate enzymes in liver tumors of different growth rates. *Cancer Res.* 1963;23:987-994.
8. Park JW, Kim JH, Kim SK, Kang KW, Park KW, Choi JI, Lee WJ, Kim CM, Nam BH. A Prospective Evaluation of ¹⁸F-FDG and ¹¹C-Acetate PET/CT for Detection of Primary and Metastatic Hepatocellular Carcinoma. *J Nucl Med.* 2008 Dec;49(12):1912-21.
9. Talbot JN, Gutman F, Fartoux L, Grange JD, Ganne N, Kerrou K, Grahek D, Montravers F, Poupon R, Rosmorduc O. Evaluation of patients with hepatocellular carcinomas using [¹¹C]acetate and [¹⁸F]FDG PET/CT: A preliminary study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2006 Nov; 33(11):1285-9. Epub 2006 Jun 27.
10. Goncharov NV, Jenkins RO, Radilov AS. Toxicology of fluoroacetate: a review, with possible directions for therapy research. *J Appl Toxicol.* 2006 Mar-Apr; 26(2):148-61.
11. R.A. Peter. Lethal synthesis. *Proc. R. Soc. (Lond.)* 1952; 139:143-75.
12. Morrison JF, Peters RA. Biochemistry of fluoroacetate poisoning the effect of fluorocitrate on purified aconitase. *Biochem J.* 1954 Nov; 58(3):473-9.
13. Ponde DE, Dence CS, Oyama N, Kim J, Tai YC, Laforest R, Siegel BA, Welch MJ. ¹⁸F-fluoroacetate: a potential acetate analog for prostate tumor imaging-in vivo evaluation of ¹⁸F-fluoroacetate versus ¹¹C-acetate. *J Nucl Med.* 2007 Mar; 48(3):420-8.
14. Matthies A, Ezziddin S, Ulrich E-M, et al. Imaging of prostate cancer metastases with ¹⁸F-fluoroacetate using PET/CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2004;31:797.
15. Örjan Lindhe, Aijun Sun, Johan Ulin1, Obaidur Rahman, Bengt Långström and Jens Sörensen [¹⁸F]Fluoroacetate is not a functional analogue of [¹¹C]acetate in normal physiology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2009;36:1453-9.

Evaluation of [¹⁸F]Fluoroacetate in the Diagnosis of Hepatocellular Carcinoma: A Preliminary Study

Ming-Chia Lin^{1,2}, Chun-Yi Wu², Jia-Je Li², Yi-Yu Lin², Yi-Chen Wu^{1,2}, Hue-Yong Chen^{1,2}

¹*Department of Nuclear Medicine, E-Da Hospital/ I-Shou University*

²*Department of Biomedical Imaging and Radiological Sciences (BIRS), National Yang-Ming University*

Introduction: Because the [¹⁸F]FDG PET scan has insufficient sensitivity for the detection of hepatocellular carcinoma (HCC), the [¹¹C]acetate PET scan was proposed as another technique for this use. PET scan with [¹¹C]acetate ([¹¹C]ACE) has a high sensitivity for detection of prostate cancer and several other cancers that are poorly detected with ¹⁸F-FDG. However, the short half-life (20.4 min) of ¹¹C limits the general availability of [¹¹C]ACE. [¹⁸F]Fluoroacetate ([¹⁸F]FAC) is an analog of acetate with a longer radioactive half-life (¹⁸F = 110 min). This study was undertaken to assess the potential usefulness of ¹⁸F-FAC as a Hepatocellular carcinoma imaging agent.

Methods: Radiosynthesis of [¹⁸F]FAC was slightly modified from previous report. We performed a MicroPET study of [¹⁸F]FDG and [¹⁸F]FAC in HCC36 tumor-bearing *nu/nu* mice.

Results: We obtained [¹⁸F]FAC in 60 min and with a radiochemical purity of > 98%. Derived from microPET image, the tumor-to-muscle (Tu/Mu) ratios were 5.05 for [¹⁸F]FAC and 5.22 for [¹⁸F]FDG at 1hr post injection.

Conclusions: MicroPET images showed that both [¹⁸F]FDG and [¹⁸F]FAC delineated the tumor lesions at 1 hr post injection. Our result demonstrated the potential of [¹⁸F]FAC in the detection of hepatocellular carcinoma.

Key words: PET, [¹⁸F]Fluoroacetate, Hepatocellular carcinoma

J Nucl Med Tech 2010;7:1-5

Received 5/21/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Hue-Yong Chen, M.D.

Address: No. 1, Yide Rd. Yanchao Township, Kaohsiung County 824, Taiwan, (R.O.C.). Department of Nuclear Medicine, E-Da Hospital

Tel: (886) 7-6150011 ext. 2301 Fax: (886) 7-6150961

E-mail: ed100397@edah.org.tw

前哨淋巴結定位檢查殘留的放射藥物活性 對全身骨骼掃描影像診斷的影響

陳晏綺¹ 辜啓泰¹ 鄭翠芬² 陳遠光¹

¹新光吳火獅紀念醫院 核子醫學科

²新光吳火獅紀念醫院 一般外科

摘要

前哨淋巴結定位檢查，可免除非轉移性乳癌的病患，接受不必要的腋下淋巴清廓手術。此病例中討論，乳癌病患接受前哨淋巴結定位檢查，經由左側乳頭皮下放射性示蹤劑藥物，相隔 26 小時後，再接受全身骨骼造影檢查，在病患的前後位靜態影像上，左胸肋骨上前有較高的放射藥物活性熱區，此亮點與左胸前肋骨影像重疊，容易被誤為是肋骨骨轉移，借由不同的角度攝影，驗證此亮點是前哨淋巴結的放射性示蹤劑藥物的滯留，從實驗數值中得知，皮下組織淋巴結對於放射性藥物的代謝緩慢。也建議已接受前哨淋巴結定位檢查的病患，在短時間內，接受全身骨骼掃描，應多收集不同角度的平面靜態攝影，避免因皮下組織淋巴結的放射性示蹤劑藥物滯留，而造成全身骨骼掃描的偽陽性報告。

關鍵字：前哨淋巴結定位檢查，全身骨骼掃描，放射性示蹤劑藥物

核醫技學誌2010;7:7-10

前言

早期乳癌患者進行手術時，需將乳房腫瘤及患部側邊之淋巴腺全部摘除，病患術後易產生不適感。運用核子醫學前哨淋巴結閃爍造影 (Sentinel lymph node scintigraphy) 的技術，可先行定位並摘取第一顆淋巴結進行檢

驗，確認癌細胞轉移情形，再決定是否需將淋巴腺全數摘除。

由於 ^{99m}Tc-Phytate 聚積在皮下組織、淋巴結造成放射性示蹤劑藥物的清除速率很慢，因此我們藉由此病例和簡易的輻射計數測量來探討，皮下組織注射造成放射性活度的殘留是否會對其他核子醫學的相關性檢查造成干擾。

案例報告

一位 34 歲的女性病患，因摸到左側乳房有一腫塊且伴隨有疼痛感前來就醫，經由超音波和病理切片檢驗報告，證實左側乳房的腫塊為侵襲性管狀表皮細胞癌 (Invasive ductal carcinoma)。病患在接受外科手術前，先進行核子醫學前哨淋巴結閃爍造影 (Sentinel lymph node scintigraphy)。在病患左側乳頭下注射 ^{99m}Tc-Phytate (1.5 mCi/1 ml)，藥物注射 40 分鐘後，左側乳房外上方出現第一顆淋巴結 (圖一)，我們以藥物注射後 1 小時 46 分鐘後的靜態影像 (static view) 做前哨淋巴結定位，病患於下午進行手術，前哨淋巴結的冷凍病理切片結果顯示並無受到轉移侵犯，之後患者於隔日安排全身骨骼造影檢查 (Whole body bone scan)，在經由靜脈注射 ^{99m}Tc-MDP (20 mCi) 並等待藥物吸收 3 個小時後進行全身骨骼掃描，影像上並沒有發現到具有意義的藥物聚積處，但在左胸前有一強度很高的熱點 (Hot spot) (圖二)。在前後位 (AP view) 的影像上，此熱點與胸前肋骨影像重疊，易誤認為是胸前肋骨骨轉移，藉由側位影像 (圖三)，發現此熱點位於皮下，應為前一天前哨淋巴結檢查殘留的放射藥物活性所造成。

討論

我們選取兩張靜態影像，分別以大小相同的 ROI 圈

99年5月21日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：鄭翠芬 醫師

住址：111 台北市士林區文昌路95號 一般外科

電話：(02)28332211轉2280 傳真：(02)28389489

電子信箱：breastsection@hotmail.com

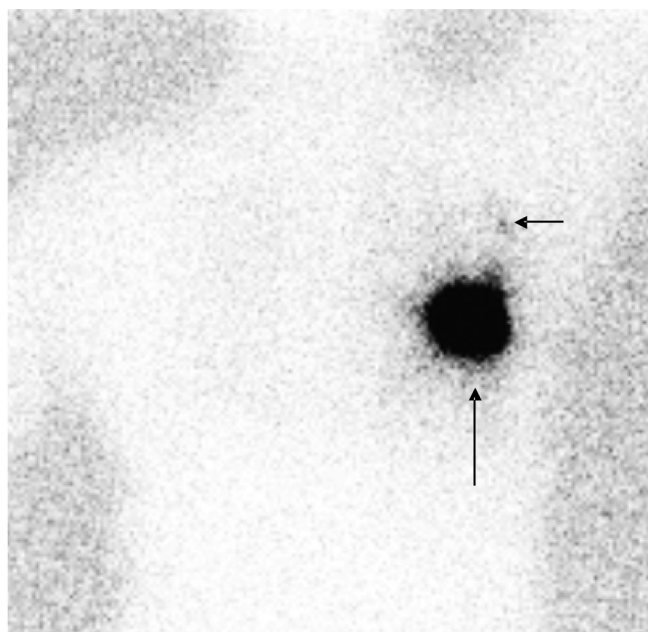


Figure 1. Sentinel lymph node scintigraphy. subcutaneous injection the radiotracer into the left nipple. (long arrow)
We found the 1st sentinel lymph node after 40 minutes. As the time goes by the spot became more and more obvious. (short arrow)

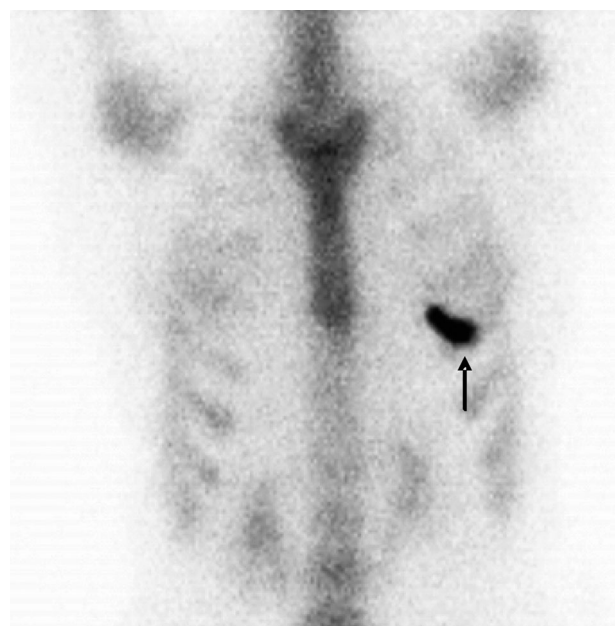


Figure 2. ^{99m}Tc -MDP Bone scan. Anterior view. We found a hot spot (arrow) overlapped on left upper rib area.

選累積於皮下淋巴結的放射性示蹤劑藥物，第一張為病患接受前哨淋巴結掃描檢查，皮下注射 ^{99m}Tc -Phytate 5 分鐘後的靜態影像，其影像收集時間設定為 95 秒，ROI 圈

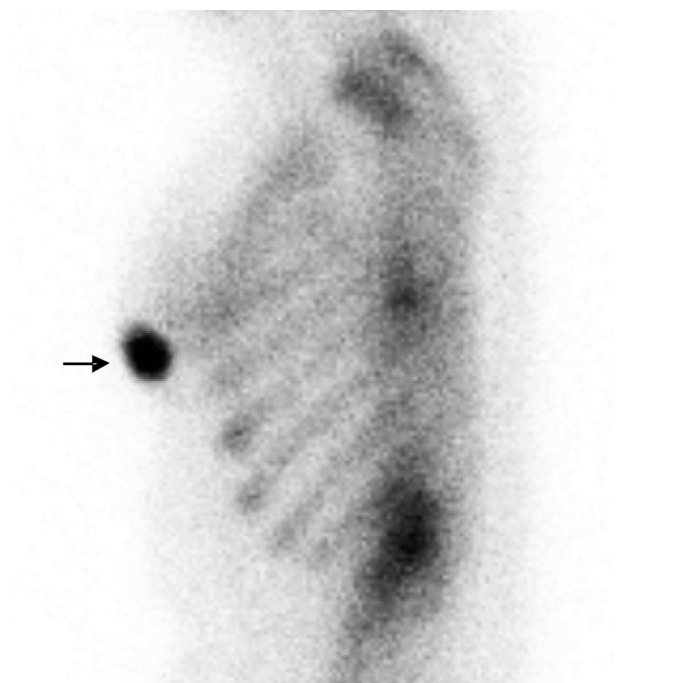


Figure 3. Bone scan, Lateral Chest view. We proved the hot spot (arrow) was accumulated in subcutaneous tissue through the lateral view.

選皮下組織淋巴結放射藥物聚積處的計數值為 1615 (counts/pixel)，第二張為經過 26 小時 46 分，其影像收集時間設定為 95 秒，病患接受全身骨骼掃描的局部靜態影像，ROI 圈選皮下淋巴組織並扣除相鄰同面積肋骨的輻射計數的值為 40 (counts/pixel)。經由活度衰減公式計算出 ^{99m}Tc -Phytate 在皮下組織排出的有效半衰期約為 5 個小時，生理半衰期約為 30 小時，由此我們可以推知大多數的 ^{99m}Tc -Phytate 都會聚積在皮下不會被排出。有文獻報告指出(註一)，當放射性示蹤劑藥物直接注入皮下或是組織間隙中時，可能因放射性示蹤劑藥物會浸潤於皮下組織淋巴結，而導致皮下組織淋巴結對於放射性示蹤劑藥物代謝性很差。

淋巴結具有重要的過濾作用，負責吞噬、輸送和清除外來物質，然而對於注入皮下組織或是組織間隙的放射性示蹤劑藥物，並無法通過毛細血管的基底膜，只能藉由內皮細胞或經內皮細胞間隙進入毛細淋巴管，一部份被吞噬細胞攝取而滯留在淋巴結內，另一部份隨著淋巴液進入區域淋巴結，經血液循環被肝臟的庫佛氏細胞 (Kupffer cell) 清除。

本病例中，所討論的案例係病患接受前哨淋巴結定位後，間隔 26 小時 46 分後，再接受核子醫學全身骨骼

造影，案例中發現仍有殘留的放射藥物，此熱點如由前後位 (AP view、PA view) 的平面角度觀察，易產生與胸骨、肋骨影像之重疊現象，造成偽陽性 (false-positive) 的診斷，故在全身骨骼影像造影時，建議應多收集不同角度之平面影像，以提高影像判讀之正確性，避免誤診情形產生。早期乳癌患者進行手術時，不論有無癌細胞的轉移，除了會切除腫瘤部份外，為了避免癌細胞的轉移擴散，也會將患側邊的淋巴腺全部摘除，其腋下淋巴結廓清術，易導致病人的患側肢麻木、水腫、疼痛感、運動障礙等併發症。直到 1997 年由 Cabans 醫師提出了前哨淋巴結的概念，惡性腫瘤的侵襲轉移途徑是會沿著一定的次序，第一顆被癌細胞侵襲的淋巴結，被認定為前哨淋巴結，藉由癌細胞沒有侵襲轉移至前哨淋巴結，便能確認癌細胞沒有隨著淋巴結轉移出去。在執行外科手術時，只需將腫瘤部份切除；若癌細胞隨著淋巴結擴散，病患就必需切除可能被癌細胞轉移侵襲的部份，如前胸肌肉、腋下組織，及患側邊的淋巴腺體，對於乳癌的病患，核子醫學的前哨淋巴結定位，不但可以幫助提供前哨淋巴結的定位，也避免了非轉移的乳癌患者接受腋下淋巴廓清手術。

結 論

對於接受核子醫學，前哨淋巴結定位的檢查的病

患，在隔天進行全身骨骼造影時，由於在皮下組織淋巴結仍然有放射性示蹤劑藥物的滯留，這胸前顯影的熱點，與胸前肋骨重疊，容易造成影像判讀錯誤。建議接受前哨淋巴結定位造影的病患，若在間隔時間很短內，進行全身骨骼造影時，應多收集不同角度的影像，以增加報告的診斷性；或是等到 48 小時 (8 個 ^{99m}Tc 的半衰期) 過後，再接受全身骨骼造影掃描檢查。當然在前哨淋巴結造影前，先執行骨骼等同位素檢查更佳。

參考文獻

1. Semih Dogan and Karim Rezai. Incidental lymph node visualization on bone scan due to subcutaneous infiltration of Tc-99m MDP: A potential for false positive interpretation. *Clin Nucl Med* 1993;18:208-209.
2. Bourgeois P, Nogaret JM, et al. Sentinel lymph node image and research after bone scintigraphy in breast cancer patients. *Breast* 2003;12:194-202.
3. Martin D. McCarter, MD, Henry Yeung, et al. Localization of sentinel node in breast cancer results with same-day and day-before isotope injection. *Ann of Surg Oncol* 2001;8:682-686.

The residual of radiotracer activity from sentinel lymph scan affects imaging interpretation of the whole body bone scan

Yen-Chyi Chen¹, Chi-Tai Ku¹, Tsui-Fen Cheng², Yen-Kung Chen¹

¹*Department of Nuclear Medicine,*

²*Department of General Surgery, Shin Kong Wu Ho-Su Memorial Hospital, Taipei, Taiwan.*

Abstract:

Sentinel lymph node scan can help patients with non-metastatic breast cancer not to receive unnecessary radical axillary lymph node dissection. The 34-year-old female breast cancer patient who underwent sentinel lymph node scan with subcutaneous injection the radiotracer into the left nipple. When she finished the sentinel lymph node scan study and a whole body bone scan was performed 26 hours later. Increasing radiotracer uptake in left rib from static view (AP \ PA view) was noted; The hot spot overlapped on the left rib bone, which was result in a false-positive of bony metastasis in bone scan. Static view with different angles was arranged, which showed the hot spot was residual activity from the radiotracer of sentinel lymph node scan. The radiotracer activity decay of physiologic has low clearance in hypodermis lymph nodes by our activity decay examination. Therefore, patients who receive sentinel lymph node scan and take whole body bone scan in short time; different-angle static view should be taken to avoid false-positive report of the whole body bone scan.

Key words: Sentinel lymph node scan, Whole body bone scan, ^{99m}Tc-phytate, ^{99m}Tc-MDP

J Nucl Med Tech 2010;7:7-10

Received 5/21/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Tsui-Fen Cheng, MD

Address: Department of General Surgery 95, Wen Chang Road, Shilin, Taipei 111, Taiwan.

Tel: (886) 2-28332211 ext 2280 Fax: (886) 2-28389489

E-mail: breastsection@hotmail.com

濾波反投影法參數設定的假體研究

鄭雯文 梁硯滋 杜高瑩

台北馬偕紀念醫院 核子醫學科

背景：在核醫，我們使用 SPECT 所得到的三維空間靜態影像經由定量 (Quantitative analysis) 或半定量分析 (semi-Quantitative analysis) 方式來評估放射性藥物在人體內的分佈或體內吸收率 (in vivo uptake) 等以達到診斷的目的。而目前台灣核醫所使用的 SPECT 掃描參數設定是參考美國核醫學會 (Society of Nuclear Medicine, SNM) 所提出的準則。希望經由本次實驗找出經由哪種 filter 重建後較接近實際大小，藉此提供放射師選擇 FBP 重建影像的參考。

材料與方法：本次實驗中所使用 QIP Phantom 將其圓筒及靠近中心的五根和三根直徑 0.5 吋的圓柱注滿水後，分別加入 8 mCi 及每根各 3 mCi 的 $^{99m}\text{Tc O}_4^-$ ，經由機器混合均勻後，使用奇異公司 Millennium VG scanner 來收集影像，在使用 Xeleris 的 General SPECT 軟體進行影像重建處理。影像重建參數選用過濾反投影法，濾波器部分選用三種：Metz、Butterworth 及 Hamming 更改其 Point Spread、Order、Critical Frequency、Power 和 Alpha 條件分別去重建，進行管徑大小及 object to background ratio (OBR) 的半定量分析。將切面管徑直徑、管徑內計數率和相同大小 ROI 背景計數率記錄利用 Excel 程式加以分析。

結果：(1) 使用 Metz filter 時，Point Spread : 3、Order : 5，可得到最接近的實際值。(2) 使用 Butterworth filter 時，數值差距並不大，其中以 Critical Frequency : 0.5、Power : 3 與實際大小更為接近。(3) 使用 Hamming filter 時，大致上數值都偏高，若套用 Critical Frequency : 1.5、Alpha : 0.3 時，可使測量值最符合實際直徑。(4) 經過衰減校正後的影像，所得到的實驗數值與實際直徑長度更為接近，尤其是中間管柱的部份，效果更為明

顯。(5) 以相同的重建參數來看，五根圓柱的影像所測量出來的直徑誤差比 3 根圓柱來的大很多。(6) 對於管柱的比活度而言，灌注五根所得到的值比灌注三根的更接近實際注入的活度。

結論：本次實驗最大目的是希望藉由實際的假體，經過多次的試驗，找出何種 filter 和條件最接近實際大小，以提供臨床上使用。

關鍵詞：單光子電腦斷層術，濾波反投影法，半定量分析

核醫技學誌2010;7:11-17

前言

單光子電腦斷層術 (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 是收集病人的病灶區之 180 度或 360 度投射的二維平面 (Two Dimensional, 2D) 影像，經由電腦重組之後得到三維空間 (Three Dimensional, 3D) 影像。【1】利用 SPECT 所得到的三維空間靜態影像可經由定量 (Quantitative analysis) 或半定量分析 (semi-Quantitative analysis) 【2】的方式來評估放射性藥物在人體內的分佈或體內吸收率 (in vivo uptake) 等以達到診斷的目的。

SPECT 主要可以分為兩個部份：一是收集影像的參數設定，另一方面為影像重組的部份。目前在台灣核醫造影檢查所使用的 SPECT 掃描參數設定是參考美國核醫學會 (Society of Nuclear Medicine, SNM) 所提出的準則，對於 SPECT 矩陣 (matrix) 大小設定為 64 x 64 或者是 128 x 128 像素 (pixel)，每個像素大小約 3-6 公厘 (mm)，掃描時間則是視病人掃描的部位與病人當時情況而決定、約 18-50 秒左右【3】；而影像重組的方式大致上可分為濾波反投影法 (Filtered Back Projection, FBP) 和疊代重建法 (Iterative reconstruction algorithm)。【4】

99年8月14日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：杜高瑩

住址：北市中山北路二段92號4F 核子醫學科

電話：02-25433535分機2299

電子信箱：kenny@ms2.mmh.org.tw

由於影像重建會因為重組參數條件的不同而會有不同的結果產生，該如何選擇適合的條件來進行 SPECT 半定量分析是值得我們深入去探討的。本次實驗是利用 Quantitative Imaging Performance (QIP) Phantom 來進行模擬臨床影像，因此使用的劑量約 20~25 mCi。我們在圓筒裡注滿水並分別在靠近中心的五根和三根 0.5 吋的圓柱各加入 3 mCi 的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 及整個圓筒加入及 8 mCi 的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ，混合均勻後進行 SPECT 掃描。在影像重建參數部份選用 FBP，利用不同的濾波器 (filter) 去重建影像進行分析，影像中所呈現的管徑大小與感興趣區 (ROI, region of interest) 的比值，找出經由哪種 filter 重建後較接近實際大小，藉此提供放射師選擇 FBP 重建影像的參考。

材料與方法

本次實驗中所使用的假體 Quantitative Imaging Performance (QIP) Phantom 為加拿大 Harpell Associates Inc. 所製造的，此 QIP Phantom 直徑大小為 8 又 1/2 吋 (21.6 公分)，高為 8 又 1/2 吋 (21.6 公分) 的圓筒，其內部分別有直徑 0.25 吋 (0.64 公分)、0.38 吋 (0.96 公分) 及 0.5 吋 (1.27 公分) 三種尺寸的圓柱共 17 個，其中 0.5 吋的圓柱 9 個，0.38 吋和 0.25 吋的圓柱各 4 個如 Figure 1 所示。【5】QIP 假體適用於評估 object to background ratio (OBR)、物體大小、散射、衰減校正及重建參數使用等，非常適合本次實驗所需。【6】此次實驗分成兩組：一組為中心五根直徑 0.5 吋的圓柱加滿水後各加入 3 mCi 的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ，另一組只灌注中心三根，而圓筒都是注滿水後加入 8 mCi 的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 。此劑量是模擬臨床所使用的劑量 (20~25 mCi) 分配的，若增加注入的劑

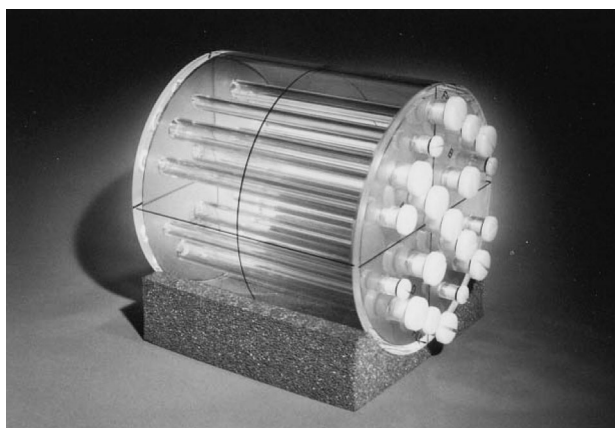


Figure 1. Quantitative Imaging Performance (QIP) Phantom

量則與臨床使用的範圍差異太大，即失去本次實驗的主要精神。完成灌注的假體經由機器混合均勻後，使用奇異公司 (General Electric, GE) Millennium VG scanner 來收集影像，影像的矩陣大小為 128x128 的格式，每 3 度收集一張影像、總共 360 度，每張影像收 15 秒。待 SPECT 影像收集完成後，再使用 Xeleris 的 General SPECT 軟體進行影像重建處理，像素大小為 3.28 mm x 2.89 mm，切面厚度為 4.42 mm。【7】影像重建參數選用過濾反投影法 (Filtered Back Projection, FBP)，濾波器 (filter) 部分選用三種：Metz、Butterworth 及 Hamming 更改其 Point Spread、Order、Critical Frequency、Power 和 Alpha 條件分別去重建，處理好的影像會另存在 GENERAL SPECT 目錄，自動分成五組：ECT Hd1_FBP、ECT Hd1_Sagittal、ECT Hd1_Transversal、ECT Hd1_Coronal、ECT Hd1_Shift，我們選用 ECT Hd1_FBP 這組影像來進行管徑大小及 OBR 的量測。我們先說明顏色與藥物分佈的情形，在圖的右方有一條色階長條圖 (color bar)，顏色越亮 (白色) 代表放射性藥物 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 越多，反之、顏色越暗則代表放射性活度越弱，我們以 50% 的色階為邊際當作圈選 ROI 的準則。

首先將此組影像顯示出來，色階使用 Xeleris 系統內的 XT21 Brain /parabolic，決定圈選 ROI 的影像張數，挑選影像時盡量選取中間部分的影像，避免混合不均勻和放射性活度衰減 (attenuation) 的問題。本次實驗總共挑選四張影像來圈選 ROI，每張影像中各有圓筒、五個和三個圓柱切面要進行半定量分析；測量直徑部分可使用 Xeleris 中的測量長度工具來進行，計數率方面也可使用 Xeleris 中的圓形或橢圓形圈定 ROI 範圍，在 Xeleris 中的 Analysis/Statistics 底下內部程式會自動統計並顯示 ROI 範圍內的計數值，然後將切面管徑直徑、其管徑內的計數率和相同大小 ROI 背景的計數率記錄利用 Excel 程式加以分析。(如 Figure 2)

結果

我們將數據依濾波器 (filter) 的不同做直徑的測量分析，利用 Excel 程式中的函數得到測量的平均值與實際直徑大小之差值、標準差。對於圓筒的內徑而言，注入五根圓柱和三根圓柱所重建出來的影像與實際的直徑長度很接近，而且由這些數值可發現：

1. 使用 Metz filter 時，Point Spread 越小、Order 越大，重組出來的影像較接近實際大小。
2. 使用 Butterworth filter 時，普遍來說，差距並不大；

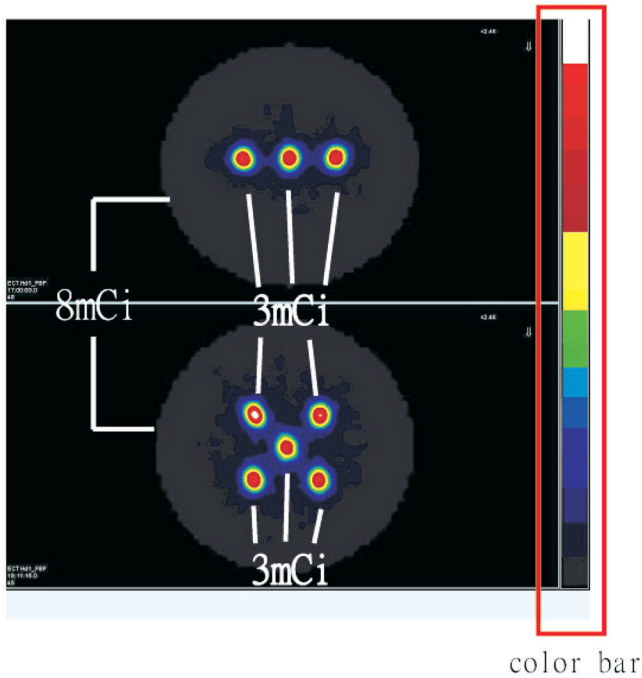


Figure 2. Image process display

但我們仍可發現 Critical Frequency 越大、Power 越大時是較接近實際的尺寸。

3. 使用 Hamming filter 時，得到的數值都是偏高的，而且 Critical Frequency 越小、Alpha 越小的條件下差距越大。

再進一步利用標準差去做篩選實驗數值發現在 Metz、Butterworth、Hamming 最接近實際值的條件如 Table 1。若我們在用上述幾組條件進行影像重組時加入衰減校正 (Method: Chang, Threshold: 4, $\mu = 0.125 \text{ cm}^{-1}$)，所得到的數值如 Table 2、Table 3 所示。因此，我們可以得到下列結果：

Table 1. The closest parameter of reconstruction

Metz		Butterworth		Hamming	
Point Spread	Order	Critical Frequency	Power	Critical Frequency	Alpha
1	1	0.5	3	0.7	0.6
1	3	0.5	5	0.7	1
3	3	1	1	1.5	0.1
3	5	1	3	1.5	0.3
5	7	1.5	1	3	0.1
5	9	1.5	3	3	0.3

1. 使用 Metz filter 時，Point Spread : 3、Order : 5，可得到最接近的實際值。
2. 使用 Butterworth filter 時，數值差距並不大，其中以 Critical Frequency : 0.5、Power : 3 與實際大小更為接近。
3. 使用 Hamming filter 時，大致上數值都偏高，若套用 Critical Frequency : 1.5、Alpha : 0.3 時，可使測量值最符合實際直徑。
4. 經過衰減校正後的影像，所得到的實驗數值與實際直徑長度更為接近，尤其是中間管柱的部份，效果更為明顯。
5. 以相同的重建參數來看，五根圓柱的影像所測量出來的直徑誤差比 3 根圓柱來的大很多。

經由直徑的評估後，我們利用 Butterworth filter 的條件所重建的影像圈選 ROI，觀察其管徑內的計數 (counts) 和圓筒的計數的比值是否與加入的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 量比值相同，所得的實驗平均數值如 Table 4 和 Table 5。我們將圓筒及中心直徑 0.5 吋的圓柱注滿水後，分別加入 8 mCi 及 3 mCi 的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ，可算出其比活度分別為 0.01092 mCi/ml 及 0.0697 mCi/ml，管徑和圓筒的比活度比值約為 1 : 7。由實驗數值中可以發現只灌注三根圓柱所得到的比值大約介於 9~14，而灌注五根圓的 OBR 約在 6~13。

討論

我們以圓筒的直徑來看，不管是注入三根或五根圓柱所測量到的內徑都與實際長度相差不遠，由此可知，FBP 的濾波器對於圓筒的內徑並不會有影響。而以圓柱直徑方面來觀察，可以發現三根圓柱的影像和五根圓柱，都是同一組重建參數最接近實際的數值。由於灌注五根圓柱的散射比三根強，再經過 FBP 後，使得五根圓

Table 2.3 column Result after attenuation correction (unit: mm)

	Left			Center			Right		
	測量值	差值	標準差	測量值	差值	標準差	測量值	差值	標準差
Metz	13.175	0.475	0.3358	12	-0.7	0.4949	12.075	-0.625	0.4419
	12.175	-0.525	0.3712	10.825	-1.875	1.3258	10.85	-1.85	1.3081
	14.7	2	1.4142	13.5	0.8	0.5656	13.4	0.7	0.4949
	13.725	1.025	0.7247	12.725	0.025	0.0176	12.8	0.1	0.0707
	17.25	4.55	3.2173	15.775	3.075	2.1743	16.4	3.7	2.6162
	16.625	3.925	2.7753	15.25	2.55	1.8031	15.3	2.6	1.8384
Butterworth	13.725	1.025	0.7247	12.65	-0.05	0.0353	12.525	-0.175	0.1237
	14.2	1.5	1.0606	12.95	0.25	0.1767	12.9	0.2	0.1414
	13.025	0.325	0.2298	11.85	-0.85	0.6010	11.775	-0.925	0.6540
	12.75	0.05	0.0353	11.525	-1.175	0.8308	11.5	-1.2	0.8485
	12.9	0.2	0.1414	11.625	-1.075	0.7601	11.55	-1.15	0.8131
	12.6	-0.1	0.0707	11.275	-1.425	1.0076	11.25	-1.45	1.0253
Hamming	17.1	4.4	3.1112	16.25	3.55	2.5102	15.85	3.15	2.2273
	13.375	0.675	0.4772	11.875	-0.825	0.5833	12	-0.7	0.4949
	15.2	2.5	1.7677	14.15	1.45	1.0253	13.95	1.25	0.8838
	14.575	1.875	1.3258	13.3	0.6	0.4242	13.25	0.55	0.3889
	13.125	0.425	0.3005	11.775	-0.925	0.6540	11.8	-0.9	0.6363
	13.05	0.35	0.2474	11.725	-0.975	0.6894	11.675	-1.025	0.7247

Table 3-1.5 column Result after attenuation correction: Metz (unit: mm)

		Metz					
Left upper	測量值	15.5	13.755	15.95	16	20.725	19.875
	差值	2.8	10.75	3.25	3.3	8.025	7.175
	標準差	1.9798	0.7604	2.2987	2.3334	5.6745	5.0734
Right upper	測量值	15.2	13.8	15.9	15.975	20.3	19.625
	差值	2.5	1.1	3.2	3.275	7.6	6.925
	標準差	1.7677	0.7778	2.2627	2.3157	5.3740	4.8967
Center	測量值	15.025	13.475	15.55	15.6	17.5	17.525
	差值	2.325	0.775	2.85	2.9	4.8	4.825
	標準差	1.6440	0.5480	2.0152	2.0506	3.9411	3.4117
Left lower	測量值	14.85	13.4	15.375	15.55	20.325	19.4
	差值	2.15	0.7	2.675	2.85	7.625	6.7
	標準差	1.5202	0.4949	1.8915	2.0152	5.3916	4.7376
Right lower	測量值	14.25	12.575	15.125	15.25	19.8	19.075
	差值	1.55	-0.125	2.425	2.55	7.1	6.375
	標準差	1.0960	0.0883	1.7147	1.8031	5.0204	4.5078

Table 3-2.5 column Result after attenuation correction: Butterworth (unit: mm)

		Butterworth					
Left upper	測量值	16.425	16.255	15.275	14.8	14.9	17.225
	差值	3.725	3.925	2.575	2.1	2.2	4.525
	標準差	2.6339	2.7753	1.8208	1.4849	1.5556	3.1996
Right upper	測量值	16.025	16.35	14.975	14.7	14.8	14.225
	差值	3.325	3.65	2.275	2	2.1	1.525
	標準差	2.35113	2.58094	1.6086	1.4142	1.4849	1.0783
Center	測量值	15.95	16.175	14.9	14.425	14.5	16.825
	差值	3.25	3.475	2.2	1.725	1.8	4.125
	標準差	2.2980	2.4571	1.5556	1.2197	1.2727	2.9168
Left lower	測量值	16.075	16.175	14.725	14.3	14.375	16.95
	差值	3.375	3.475	2.025	1.6	1.675	4.25
	標準差	2.3864	2.4571	1.4318	1.1313	1.844	3.0052
Right lower	測量值	15.3	15.55	14.05	13.65	13.675	16.825
	差值	2.6	2.85	1.35	0.95	0.975	4.125
	標準差	1.8384	2.0152	0.9545	0.6717	0.6894	2.9168

Table 3-3.5 column Result after attenuation correction: Hamming (unit: mm)

		Hamming					
Left upper	測量值	19.375	15.575	17.525	17.1	15.475	15.2
	差值	6.675	2.875	4.825	4.4	2.775	2.5
	標準差	4.7199	2.0329	3.4117	3.1112	1.9622	1.7677
Right upper	測量值	19.2	15.375	17.475	16.875	15.25	15.075
	差值	6.5	2.675	4.775	4.175	2.55	2.375
	標準差	4.5961	1.8915	3.3764	2.9521	1.0831	1.6793
Center	測量值	19.05	14.925	17.15	16.725	14.95	15
	差值	6.35	2.225	4.45	4.025	2.25	2.3
	標準差	4.4901	1.5733	3.1466	2.8461	1.5909	1.6263
Left lower	測量值	18.925	15.075	17.4	16.9	15	14.65
	差值	6.225	2.375	4.7	4.2	2.3	1.95
	標準差	4.4017	1.6793	3.3234	2.9698	1.6263	1.3788
Right lower	測量值	18.8	14.575	17	16.35	14.425	14.075
	差值	6.1	1.875	4.3	3.65	1.725	1.375
	標準差	4.3133	1.3258	3.0405	2.5809	1.2197	0.9722

Table 4.3 column OBR

Left	Center	Right
13.8132	10.8480	12.7289
13.8925	10.9602	13.443
12.9698	9.8233	11.6192
13.8910	10.5197	12.5096
14.3614	10.7792	11.5280
14.8378	9.0480	14.3861

Table 5.5 column OBR

Left upper	Right upper	Center	Left lower	Right lower
13.3660	13.0889	11.4370	12.2042	13.9399
13.3335	13.6329	10.0585	12.8107	11.8902
9.6332	10.2063	6.5587	10.3943	9.3992
9.5310	10.1345	6.6956	9.5474	10.3251
11.4167	11.8392	9.1637	12.0102	11.4875
11.3862	11.0476	9.2797	11.3528	10.0746

柱的影像有模糊化 (blurring) 的現象，加上部份體積效應 (partial volume effect) 的影響，導致所測量到的數值明顯偏高。【8】在比活度方面的比較，我們可以發現加入五根 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 圓柱的活度比三根強，拉高了每張切面的計數平均，所以更接近實際的 OBR。未來我們可以試著去改變重建方式或者是比活度的濃度調配進行探討，找出與實際值相同的條件。

結 論

目前影像重組的條件大多都是靠各家醫院的醫師和放射師的經驗討論之後而決定的，我們也知道影像重組會因為重組參數條件的不同而會造成不同的結果產生，該如何客觀地選擇適合的條件來進行 SPECT 半定量分析是值得我們深入去探討的【9】。本次實驗最大目的是希望藉由實際的假體，經過多次的試驗，找出何種 filter 和條件最接近實際大小，以提供臨床上使用。

參考文獻

1. 關少雄，顏國揚，周明仁編著。臨床正子放射斷層攝影。初版。臺北市：合記 2002:260-261。
2. 張嘉容。TRODAT-1 半定量影像分析。取自 <http://www.camus.url.tw/viewtopic.php?f=5&t=127>
3. SNM Procedure Guidelines。取自 <http://interactive.snm.org/index.cfm?PageID=772>
4. 陳秋惠。正子斷層掃描影像重建之機率矩陣與 OSEM 演算法之改良。國立清華大學碩士論文 2002:4-6。
5. 杜高瑩，李佳鴻，施並富，陳志成。SPECT/CT 之半自動影像對準融合技術。J Nucl Med Tech 2006;3:46。
6. UT Positioner。SPECT PC/AutoQA™ Software。P22。取自 www.gotopeo.com/doc/cardinal_medical_imaging/NM3.pdf
7. Xeleris Operation Menu
8. Habib Zaidi, PH.D. Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging. 2006;3:82-98。
9. Ming-Cheng Wei Master thesis: Age and Gender Influences 18F-deoxyglucose (FDG) metabolism in normal Healthy Examination Study --A PET study，中國醫藥大學，2006。

The Phantom Experiment of Filtered Back Projection

Wen-Wen Cheng, Yan-Tzu Lian, Kao-Yin Tu

Department of Nuclear Medicine, Mackay memorial Hospital

Background: In Nuclear Medicine, for diagnosis, 3D static images from SPECT are used through Quantitative analysis or Semi-Quantitative analysis to evaluate the distribution of radiopharmaceutical in human body or in vivo uptake. And the SPECT parameters setting used in Taiwan are from the principle of Society of Nuclear Medicine, SNM. By the experiment, we would like to find through which filter reconstruction is more like the real size and provide the consultation for radiologist to choose FBP reconstruction image.

Material and method: QIP Phantom is used in this experiment. Water is filled into five and three tubes with 0.5 inch diameter near the middle of a tank. Then 8 mCi and 3 mCi of $^{99m}\text{TcO}_4^-$ are added separately, images are collected through Millennium VG scanner of GE Company and constructed by General SPECT of Xeleris. Image reconstruction parameters are filtered back projection and Metz, Butterworth, and Hamming filters. Point spread, order, Critical frequency, power, and alpha condition are changed to reconstruct images individually, and Semi-Quantitative analysis of tube size and object to background ratio (OBR) are processed. Excel is used to record and analysis the slices diameter, counts and the same size background counts.

Consequence: (1) While using Metz filter, Point Spread: 3, Order: 5, the real size could be approached. (2) While using Butterworth filter, Critical Frequency: 1.5, Power: 3, it is more close to the real size. (3) While using Hamming filter, Critical Frequency: 1.5, Alpha: 0.3, the value that fit to real diameter could be obtained. (4) Through attenuation correction, the value of experiment is more close to the real diameter; especially the obvious effect could be got from the middle tube. (5) Though with the same reconstruction parameters setting, the inaccuracy of five tube slice image is bigger than that of three tube slice image. (6) Concerning the specific activity of tube, the value of filling in five tubes is more close to the real specific activity than that of three tubes.

Conclusion: The main purpose of this experiment is to find what kind of filter and condition are best to get the real size through many times of tests and to be used clinically.

Key words: SPECT, Filtered Back Projection, Semi-Quantitative analysis

J Nucl Med Tech 2010;7:11-17

Received 8/14/2010; accepted 10/15/2010.
For correspondence or reprints contact: Kao-Yin Tu
Address: 4F, No. 92, Sec. 2, Chung San North Rd., Taipei Taiwan.
Tel: (886) 2-25433535 ext. 2299
E-mail: kenny@ms2.mmh.org.tw

評估甲狀腺全切除手術後口部放射碘活度對 甲狀腺攝取率之影響

王寶英^{1,3} 王小卿^{1,3} 林明佳¹ 陳泰賓² 吳宜臻^{1,3}

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 資訊工程所醫學影像組

摘要

背景：臨床上甲狀腺癌症患者於甲狀腺全切除手術後，多常規給予放射碘 (I-131) 做術後癌細胞清除工作，之後每半年進行全身性甲狀腺癌追蹤檢查 (Thyroid cancer workup)，甲狀腺對放射碘之攝取率檢測是其中重要的一項指標。然而在檢測頸部放射碘攝取率時，有時出現受檢者頸部已無甲狀腺組織殘存，但放射碘攝取率卻偏高的情形，造成的因素不一。本篇針對於受檢者口部聚積的放射碘活度攝取所造成頸部放射碘攝取率偏高之部分進行探討。

方法：利用不同活度的放射碘 (I-131) 射源，模擬口部聚積不同活度的放射碘活度，並以改變 I-131 射源置放位置與偵測有效視野範圍的距離來模擬不同受檢者口部聚積活度與頸部位置的距離不同所造成之影響。

結果：經由不同條件的反覆實驗，發現即使周邊射源活度扣除背景活度後僅達總放射活度的 2% 且距離達 7 公分，其偵測結果亦有 0.2% 以上之誤差。

結論：口服放射碘後，其代謝機轉會被甲狀腺攝取並參與細胞代謝功能亦會被胃黏膜及唾液腺攝取但不參與細胞代謝功能，對於甲狀腺全切除手術之受檢者，口服放射碘後其口部及胃部之攝取放射碘活度相對高於頸部組織，由於胃部位置距離頸部較遠影響相對小於口部所攝取活度之影響，故本篇以口部放射碘攝取活度對頸部放射碘攝取率之影響進行探討。由實驗結果得知，即使口部僅攝取 2% 的放射碘且距離頸部達 7 公分，亦有

0.2% 以上的頸部攝取率誤差產生，雖然甲狀腺全切除手術之追蹤檢查不單由攝取率值來評估，但藉由本篇結果，日後在甲狀腺全切除手術之追蹤檢查時，若口部呈現有放射活度攝取影像時，即可知道所得到的頸部放射碘攝取率已被高估。

關鍵字：甲狀腺癌，甲狀腺攝取率，放射碘，活度攝取

核醫技學誌2010;7:19-24

前言

臨床上甲狀腺癌症患者以甲狀腺全切除手術為主，同時輔以放射碘清除治療 (ablation therapy)，以達到清除癌組織及降低復發或轉移機率。患者一般於術後每半年進行全身性甲狀腺癌轉移追蹤檢查 (Thyroid Cancer Wokup)，其中檢測頸部對放射碘之攝取率是其中重要的一項指標[1,2]，然而在檢測頸部放射碘攝取率時，有時會出現受檢者經伽瑪閃爍攝影儀掃描得知頸部已無甲狀腺組織殘存影像但放射碘攝取率卻偏高的情形，可能的影響因素包含了操作者（醫事放射師）操作誤差及受檢者（病患）本身狀況，甚而檢測當時的環境亦為重要的影響因子，於操作者所可能發生之結果誤差，如操作者未能將偵檢儀偵測晶體擺放對準並垂直於受檢者頸部，當偵檢器晶體偏向受檢者口部（唾液腺有高攝取放射碘的機率發生）或偏向受檢者軀幹方向（胃黏膜亦有高攝取放射碘的發生機率）[3]（圖一），皆可導致頸部放射碘攝取率數值產生偏高的情形，應由標準作業流程規範來避免發生，不應使此因素發生之誤差干擾檢測報告，檢測環境因素亦然，可以符合標準規範來避免之。故本

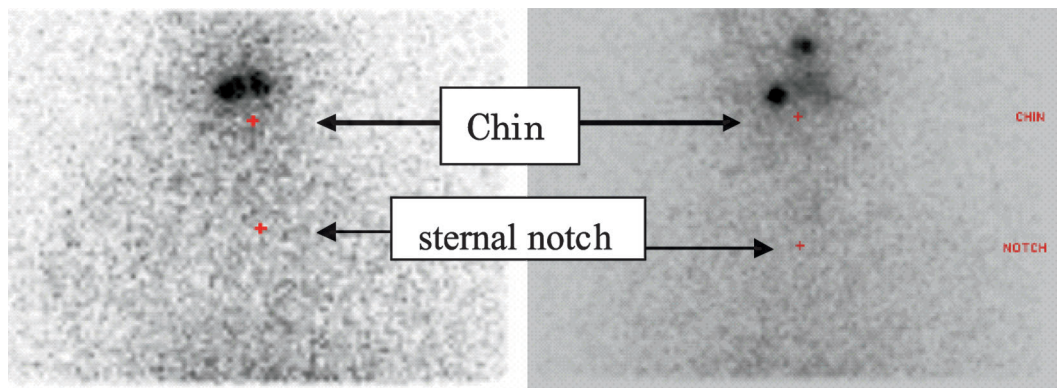
99年5月21日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：吳宜臻

住址：高雄縣燕巢鄉角宿村義大一路1號 義大醫院 核子醫學科

電話：07-6150011-251141

電子信箱：ed102210@yahoo.com.tw



圖一 頸部無較高放射活度攝取但口腔區有明顯較高放射活度

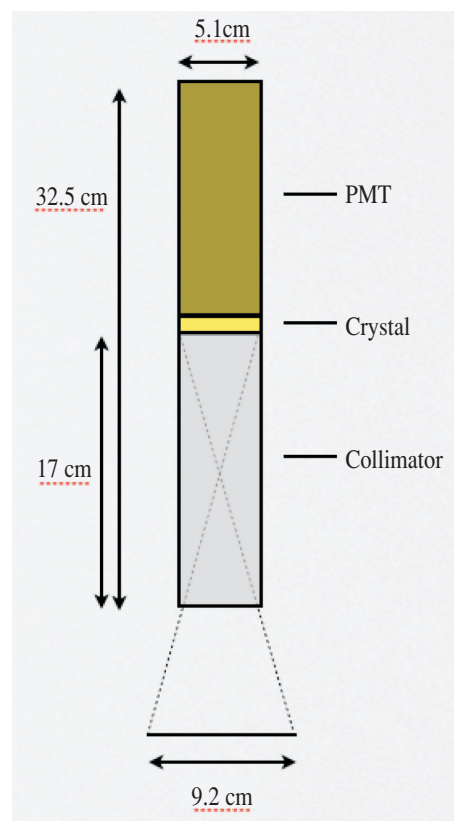
篇僅限於對因受檢者本身因素造成甲狀腺攝取率異常之部分探討。

當甲狀腺全切除術後其頸部因已無甲狀腺組織，對放射碘 (I-131) 攝取的活度可視同於背景活度，但周邊鄰近組織（如口部之唾液腺）則相對有較高的放射碘活度攝取，其周邊組織放射活度的攝取可能干擾頸部放射碘攝取率的數據，本篇藉由相對有效照野偵測區以不同放射活度的放射碘 (I-131)，在不同距離下比較周邊射源放射活度對偵測有效照野 (FOV) 內對放射碘攝取計數率的影響，來探討受檢者口部攝取放射碘活度可能造成的影響，用以排除臨床上周邊組織對甲狀腺全切除受檢者在放射碘攝取率檢查中的影響因子。

材料與方法

使用儀器為 Captus® 3000 Thyroid Uptake System，其偵測晶體 (NaI (TI)) 直徑 5.1 cm (2 英寸)，偵檢探頭鉛屏蔽 (Lead Shilded Collimator) 長度為 32.5 公分 (12.8 英寸)，晶體至鉛屏蔽底部為 17 cm，當偵測距離為 25 公分時其有效照野 (FOV) 直徑為 9.2 公分 (圖二)。

一般甲狀腺全切除手術後頸部之放射碘 (I-131) 攝取值於扣除受檢者本身背景攝取值後，其攝取率應小於 0.5%。為了符合頸部低活度 (小於 0.5%) 攝取情形，實驗設計 I-131 總放射活度為 1 mCi 時，以放射活度 16 μ Ci 的 I-131 模擬術後頸部所攝取之放射活度，並以 12 μ Ci 的 I-131 模擬術後受檢者背景放射活度 (一般選擇以受檢者大腿下端為背景活度偵測區域)，就放射碘的活度計數比率而言，頸部放射活度 (16 μ Ci) 扣除腿部放射活度 (12 μ Ci)，可模擬頸部放射活度佔總活度的 0.4% (公式一)。



圖二 Thyroid uptake probe FOV 示意圖

$$\% \text{ Thyroid Uptake} = [(P-T)/(C-B)] \times 100\% \quad (\text{公式一})$$

P = Patient neck count rate

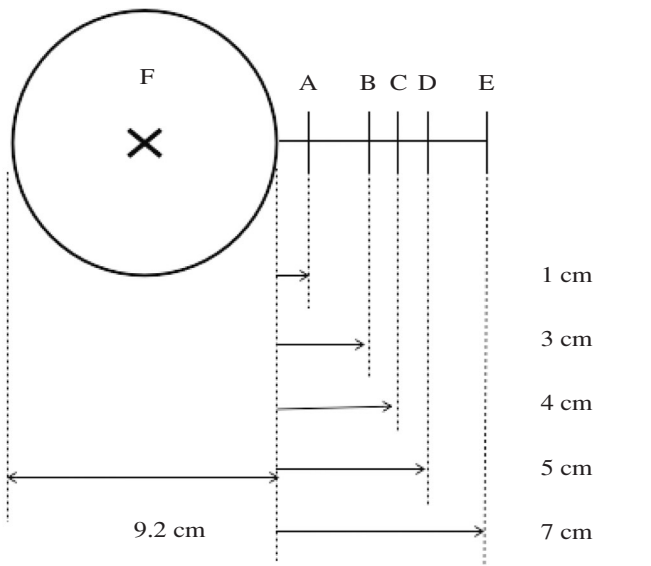
T = Patient background count rate (thigh count)

C = Capsule (standard) count rate

B = Room background count rate

$$[(16 \mu\text{Ci} - 12 \mu\text{Ci}) / 1 \text{ mCi}] \times 100\% = 0.4\%$$

將 16 μCi 的 I-131 依據原廠操作手冊規範[4]：頸部偵測位置與偵測晶體距離為 25 公分並且垂直，每次偵測時間固定 5 分鐘，置於 Captus® 3000 Thyroid Uptake System 偵測晶體下方 25 公分處，有效照野 (FOV) 中心位置，模擬偵測病患時之頸部位置，再分別以 35 ~ 350 μCi (總活度 1 mCi 的 3.5% ~ 35%) I-131 當做周邊影響射源。記錄當不同活度的周邊射源分別置於 FOV 外緣 1、3、4、5、7 公分位置 (圖三) 之 5 分鐘光子計數，觀察周邊射源活度大小與不同距離時其有效照野中心光子計數情形。



圖三 Thyroid uptake probe FOV 中心位置 (F) 與周邊射源位置 (A: 1 公分, B: 3 公分, C: 4 公分, D: 5 公分, E: 7 公分) 示意圖

結果

由實驗數據可得到，當移除環境射源使檢測環境無外來放射活度干擾的狀況下，分別將 1 mCi，16 μCi 與 12 μCi 的 I-131 置於甲狀腺攝取儀有效照野 (FOV) 中心位置，經多次反覆偵測其光子計數值，其平均值分別為 2279890 cpm，39284 cpm 與 28632 cpm，空間背景值為 118 cpm，計算出 16 μCi 模擬頸部活度之攝取率為 0.47%。

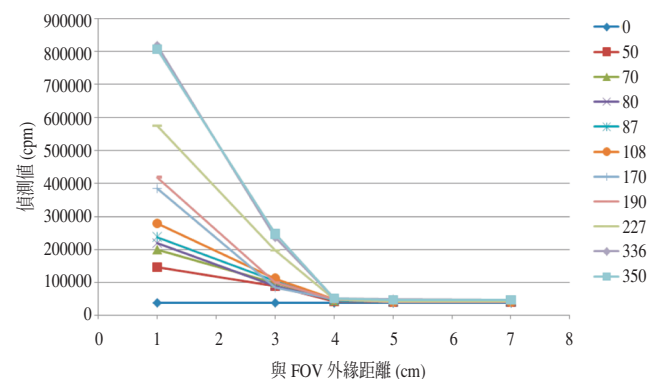
$$[(39284-28632)/(2279890-118)] \times 100\% = 0.47\%$$

逐次記錄當 16 μCi 的 I-131 置於甲狀腺攝取儀有效照野 (FOV) 中心位置，並分別將活度 35 ~ 350 μCi 的 I-

131 置於距 FOV 外緣 1、3、4、5、7 公分位置測量 5 分鐘光子計數 (表一) 中可以看出當周邊射源存在時，即使其活度僅總活度的 3.5% (扣除背景活度為 2%) 且距離有效照野 (FOV) 達 7 公分以時，對 FOV 內之計數率亦可產生 0.2% 以上之誤差。且當外部射源距離有效照野 3 公分時，即可因周邊射源活度的存在對有效照野內攝取率產生倍數的影響 (圖四)，周邊射源活度為 35 μCi (扣除 12 μCi 的背景活度，為總活度 1 mCi 的 2%) 時，

表一 周邊射源活度與距離之偵測值

周邊射源活度 (μCi)	與 FOV 距離 (公分)				
	1	3	4	5	7
0	39284	39284	39284	39284	39284
35	128698	74376	44150	43698	43494
50	147198	88997	42261	41006	39901
70	199608	98845	44521	46055	45652
80	219150	89156	47123	44656	44375
87	238346	103810	44872	41411	41022
108	280198	112435	49567	41437	40947
170	385789	85641	49865	40593	40085
190	419278	100731	49973	41045	40278
227	575526	197418	50394	42878	42038
336	817151	236453	50671	49192	47087
350	806863	247314	51583	46976	46656



圖四 周邊射源活度大小與距離對 FOV 中心偵測值之關係

有效照野內之攝取率立即由 0.47% 上升至 2%。當距離拉近至 1 公分處時 35 μCi 的周邊射源活度可令 0.47% 的攝取率上升至 4% (表二、圖五)。

表二 周邊射源活度與距離對 FOV 內之偵測率 (cpm)%

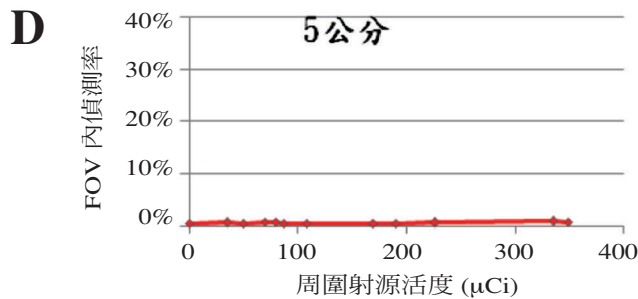
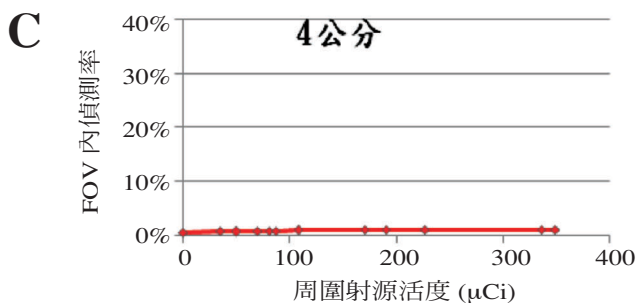
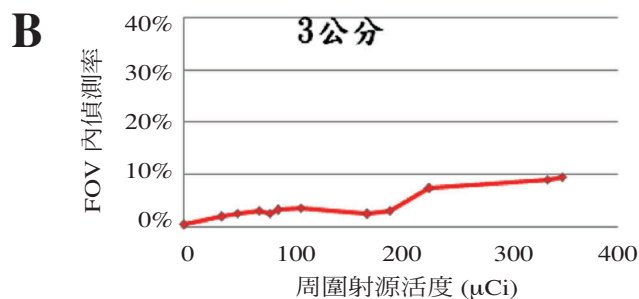
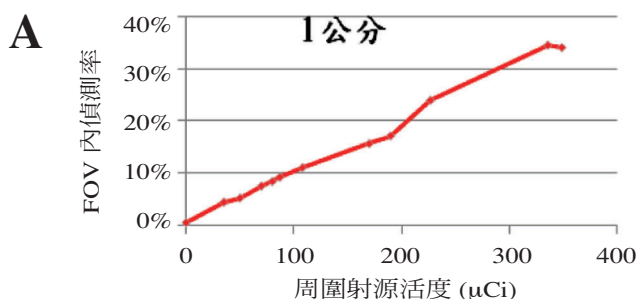
周邊射源活度 (μCi)	周邊射源與 FOV 距離 (cm)				
	1	3	4	5	7
0	0.47%	0.47%	0.47%	0.47%	0.47%
35	4.39%	2.01%	0.68%	0.66%	0.65%
50	5.20%	2.65%	0.60%	0.54%	0.49%
70	7.50%	3.08%	0.70%	0.76%	0.75%
80	8.36%	2.65%	0.81%	0.70%	0.69%
87	9.20%	3.30%	0.71%	0.56%	0.54%
108	11.03%	3.68%	0.92%	0.56%	0.54%
170	15.67%	2.50%	0.93%	0.52%	0.50%
190	17.14%	3.16%	0.94%	0.54%	0.51%
227	23.99%	7.40%	0.95%	0.62%	0.59%
336	34.59%	9.12%	0.97%	0.90%	0.81%
350	34.14%	9.59%	1.01%	0.80%	0.79%

結論

由實驗結果得到甲狀腺攝取儀有效照野外的放射活度對有效照野內光子偵測的影響，即使周邊射源距離有

表三 周邊射源活度與距離對 FOV 內之偵測誤差率

周邊射源活度 (μCi)	周邊射源與 FOV 距離 (cm)				
	1	3	4	5	7
0	0.00%	0.00%	0.00%	0.00%	0.00%
35	3.92%	1.54%	0.21%	0.19%	0.18%
50	4.73%	2.18%	0.13%	0.08%	0.03%
70	7.03%	2.61%	0.23%	0.30%	0.28%
80	7.89%	2.19%	0.34%	0.24%	0.22%
87	8.73%	2.83%	0.25%	0.09%	0.08%
108	10.57%	3.21%	0.45%	0.09%	0.07%
170	15.20%	2.03%	0.46%	0.06%	0.04%
190	16.67%	2.70%	0.47%	0.08%	0.04%
227	23.52%	6.94%	0.49%	0.16%	0.12%
336	34.12%	8.65%	0.50%	0.43%	0.34%
350	33.67%	9.13%	0.54%	0.34%	0.32%

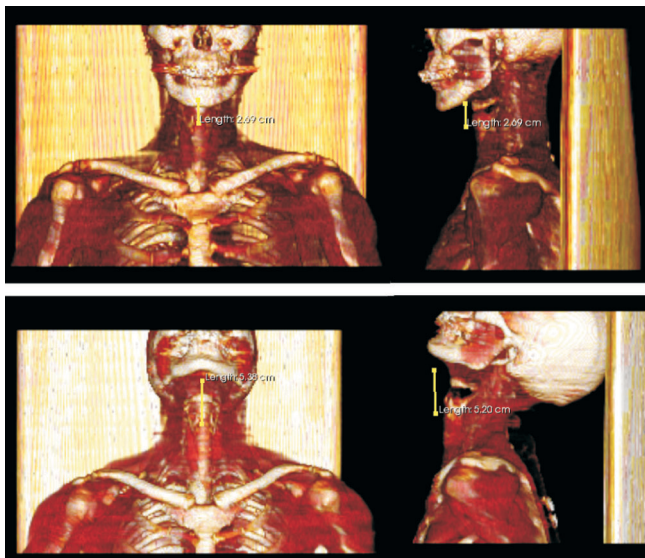


圖五 不同距離下，周圍射源活度與有效野中心偵測率之關係

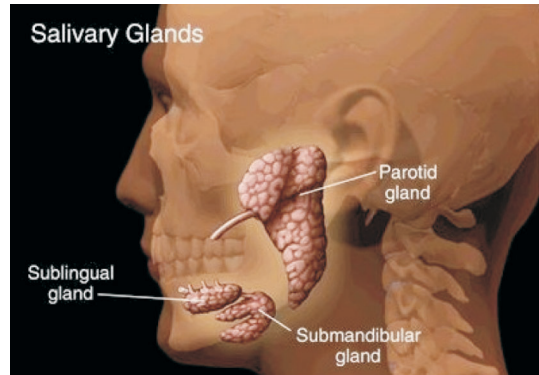
- A 周邊射源距有效照野 1 公分處
- B 周邊射源距有效照野 3 公分處
- C 周邊射源距有效照野 4 公分處
- D 周邊射源距有效照野 5 公分處

效照野範圍達 7 公分時，亦可產生足以影響 FOV 內攝取率正確性的誤差值，尤其當周邊射源與 FOV 的距離拉近至 3 公分時，其影響程度有急遽上升的現象（圖四）。這說明了，在檢測甲狀腺全切除術後甲狀腺攝取率時，口部位置與其放射活度對頸部放射碘攝取率的影響。當臨床上利用無影像參考的甲狀腺攝取儀進行甲狀腺全切除術後對放射碘攝取率的評估時，一般以受檢者仰臥並於其肩部下方墊高，使受檢者下巴抬高離開頸部範圍，令偵檢器晶體執行偵測計數光子時不受下巴阻擋之干擾，亦可使口部離開有效照野範圍以避免當唾液腺有較高攝取放射碘情形時造成頸部放射活度光子計數增加。由於受檢者仰臥時肩部墊高與否或下巴抬高是否確實，皆影響著口部與偵測有效照野的距離，同一受檢者即可有 2~3 公分的差距（圖六），當受檢者因個人因素無法達到肩部墊高下巴抬起時，口部與甲狀腺位置可由 5.2 公分的距離縮短至僅相距 2.7 公分，亦即說明了受檢者擺位正確與否足以影響者受檢者頸部放射碘攝取率數據的誤差程度。

本篇得到二個重要的結論，一、當伽瑪攝影儀得到



圖六 上排 甲狀腺至無抬高之下巴（唾液腺）距離為 2.69 公分。
下排 甲狀腺至有抬高之下巴（唾液腺）距離為 5.20 公分。



圖七 唾液腺解剖位置示意圖

圖片摘自 (2009/08/15):http://www.oral-cancer.info/wp-content/uploads/2008/05/salivary_glands.jpg

的影像發現受檢者口部有放射活度聚積時，即可知道甲狀腺攝取儀所顯示的頸部攝取率已被高估。二、當口部不可避免的出現放射活度聚積時，應盡量使口部離開 FOV 範圍 4 公分以上，雖不能將誤差值降為零，但至少可將誤差值降低至 0.6% 以下。

本次研究僅證實了有效照野外的放射活度對偵測率產生的影響，接下來的目標為建立相關的修正公式，以提供臨床更準確之甲狀腺全切除術後甲狀腺對放射碘之攝取率，協助受檢者得到更佳之術後癌症追蹤品質。

References

1. Hans-Jurgen Biersack, Leonard M. Freeman, 1.4.1 Intrative Probes, Clinical Nuclear Medicine, Springer 2007,11-13.
2. Ramesh Chandra. Nuclear Medicine Physics The Basics fifth edition, Lippincott Williams & Wilkins, 1998,95-96.
3. Richard J. Kowalsky, Steven W. Falen. Radiopharmaceuticals in Nuclear Pharmacy and Nuclear Medicine 2nd ed., American Pharmacists Association Washington, D.C.
4. Captus® 3000 Portable Thyroid Uptake System 操作手冊。

Evaluation Uptake Value of Iodine Activity on Excision Surgery of Thyroid in Oral Cavity

Pao-Yin Wang^{1,3}, Shiau-Ching Wang^{1,3}, Ming-Chia Lin¹, Tai-Been Chen², Yi-Chen Wu^{1,3}

¹*E-DA Hospital, Kaohsiung, Taiwan.*

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

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

Abstract

Background: The ¹³¹I was usually and clinically applied to clean up tumor cells in excision surgery of thyroid. At the same time, thyroid cancer workup is usually prognosis every half year. It is one of important index that measured uptake value of iodine activity for thyroid. However, it was sometime appeared heterogeneity outcome that index showed higher measured iodine activity in patients' neck without thyroid in side. In this work, we would investigate and evaluate reasons of higher uptake value of iodine activity on excision surgery of thyroid in oral cavity.

Methodology and Material: We simulated different iodine (¹³¹I) activities, put them in different location, and measured detected distance of ¹³¹I activity under eFOV (Effective Field of View). We investigated the effects between location of iodine (¹³¹I) and its activities in side patient's neck.

Results: There was 7 cm measured error of location and 0.2% error of measured ¹³¹I activity subtraction of background activity under numerous experiments with different experimental conditions.

Conclusion: After taking orally the radioactive iodine, its mechanic metabolism will be absorbed by the thyroid gland and participation the cellular metabolism function, but does not participation by the stomach mucous membrane and the salivary gland ingestion the cellular metabolism function. Patient of regarding the thyroid gland total excision surgery, after taking orally the radioactive iodine, his/her oral area and the stomach ingestion of radioactive iodine activity is higher than the pate organization relatively, because the stomach position is smaller than relatively from the pate far influence the oral area absorbs influence of the activity. Therefore the influence carries on the discussion by the oral area radioactive iodine ingestion activity to the pate emission activity ingestion rate. From the experimental result, even if the oral area only absorbs 2% radioactive iodine, and amounts to 7 cm from the pate, also 0.2% above pate ingestion rate error produces. Although tracing of inspection the thyroid gland total excision surgery did not appraise by the ingestion rate value. In this investigated results, in the future tracing of inspection when thyroid gland total excision surgery and the oral area presents has the emission lives the ingestion phantom, then knew obtains the pate radioactive iodine shoots taking rate to overestimate.

Key word: Thyroid cancer, thyroid gland ingestion rate, radioactive iodine, activity ingestion

J Nucl Med Tech 2010;7:19-24

Received 5/21/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Yi-Chen Wu

Address: No. 1, Yide Rd. Yanchao Township, Kaohsiung County 824, Taiwan, (R.O.C.)

Tel: (886) 7-6150011-251141

E-mail: ed102210@yahoo.com.tw

以「區域圈選」工具排除心肌血流灌注單光子斷層攝影 3D 表面成象之心室中膈側壁之假影 八名右心室肥厚病患之影像處理結果

周育祥 周文祥 吳志毅

財團法人佛教慈濟綜合醫院 台北分院 核子醫學科

摘要

傳統的心肌血流灌注單光子斷層攝影 (myocardial perfusion SPET; MP SPET) 方式，將壓力負載相 (stress loading) 與休息相 (resting) 的核醫藥物分佈情形以序列影像 (serial image slices) 並列比較。對於伴隨右心室肥厚 (right ventricular hypertrophy; RVH) 的情形，這一類右心室變異疾病 (right ventricle change disease; RVCD) 的患者，其肥厚的右心室往往造成結果影像中左心室中膈側壁 (septal wall) 的異常衰減或是干擾判讀。

我們發現在以 3D 體表顯像 (3D surface rendering) 技術表現 MP SPET 結果時，使用「區域圈選 (mask)」工具可協助排除 RVCD 患者因右心室肥大造成的假影干擾，並且在後續進行的 8 名類似病例中，於其中七例藉由此方法獲得改善，其中包含一位左心室中膈側壁 (septal wall) 有明顯假影之案例，本文即就其解決方案與使用限制與臨床放射師或核醫影像工作者共同討論。

關鍵詞：心肌血流灌注單光子斷層攝影，單光子斷層攝影 (SPECT (美) 或 SPET (歐))，壓力負載相，休息相，序列影像，右心室肥厚，右心室變異疾病，3D 體表顯像，左心室中膈側壁

核醫技學誌2010;7:25-33

前言

自心肌血流灌注單光子斷層攝影 (myocardial perfusion SPET; MP SPET) 應用於心血管疾病診斷以來，除了以傳統的方式，將左心室於兩時相 (壓力負載相 (stress loading) \ 休息相 (resting)) 的核醫藥物分佈情形以序列影像 (serials image \ image slices) 並列比較之外，藉由各式輔助工具如：極圖 \ 牛眼圖 (polar map \ bull's eye)、環狀圖 (circum map)、3D 體表顯像方式 (3D surface rendering) 或是藉由心電圖儀 (EKG) 協助獲得閘控 (gated) 之功能性心肌血流灌注斷層影像 (Gated MP SPET)、藉由單光子斷層-電腦斷層掃描儀 (SPET/CT scanner) 進行電腦斷層衰減校正 (computed tomography attenuation correction; CTAC) 等工具，均能有效協助 MP SPET 對於心血管疾病的診斷更為精確。(1,2,3,4)

對於 MP SPET 中的肺心症 (Cor pulmonale)、長期慢性阻塞性肺病 (chronic obstructive pulmonary disease; COPD) 或心衰竭 (heart failure) 病患而言，往往伴隨右心室肥厚 (right ventricular hypertrophy; RVH) 的情形，這一類右心室變異疾病 (right ventricle change disease; RVCD) 的患者其肥厚的右心室在進行以左心室為主的 MP SPET 時，往往造成結果影像中「右心室擴張且攝取明顯」，並在「左心室中膈側壁 (septal wall)」上造成異常衰減或是干擾判讀。(3,5)

材料與方法

過去此類病人在藉由「3D 體表顯像方式」輔助顯示「MP SPET」結果時，往往被迫停用此項工具，因此我們嘗試以簡易的影像處理方式，來排除右心室的假影干擾。本實驗以回溯方式，由兩位同仁於過去三個月內的「MP SPET」受檢病例中，由第一位同仁圈選，第二

99年9月10日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：吳志毅

住址：231台北縣新店市建國路289號慈濟台北分院地下一樓 核子醫學科

電話：02-6628-9779轉8831 傳真：02-6628-9928

電子信箱：camus.wu@msa.hinet.net

位同仁複核（認同）的方式，共同圈選 8 例掃描結果出現「右心室擴張且攝取明顯」的受檢者，這 8 位受檢者均是以下列設備與方式進行 MP SPET：

- 3 mCi Tl-201 chloride 以 persantine 進行 stress loading phase 並於 3 小時後進行 resting phase 檢查。
- 硬體設備：GE INFINIA 閃爍攝影機搭配 LEGP collimator 進行 RAO45°~LPO45° 的掃描。
- 掃描參數：3°-step, Str_30 Sec \ Rst_35 Sec step, with scatter correction。
- 處理參數：OSEM (i3, s10), with 3D post-filter (Bw)。

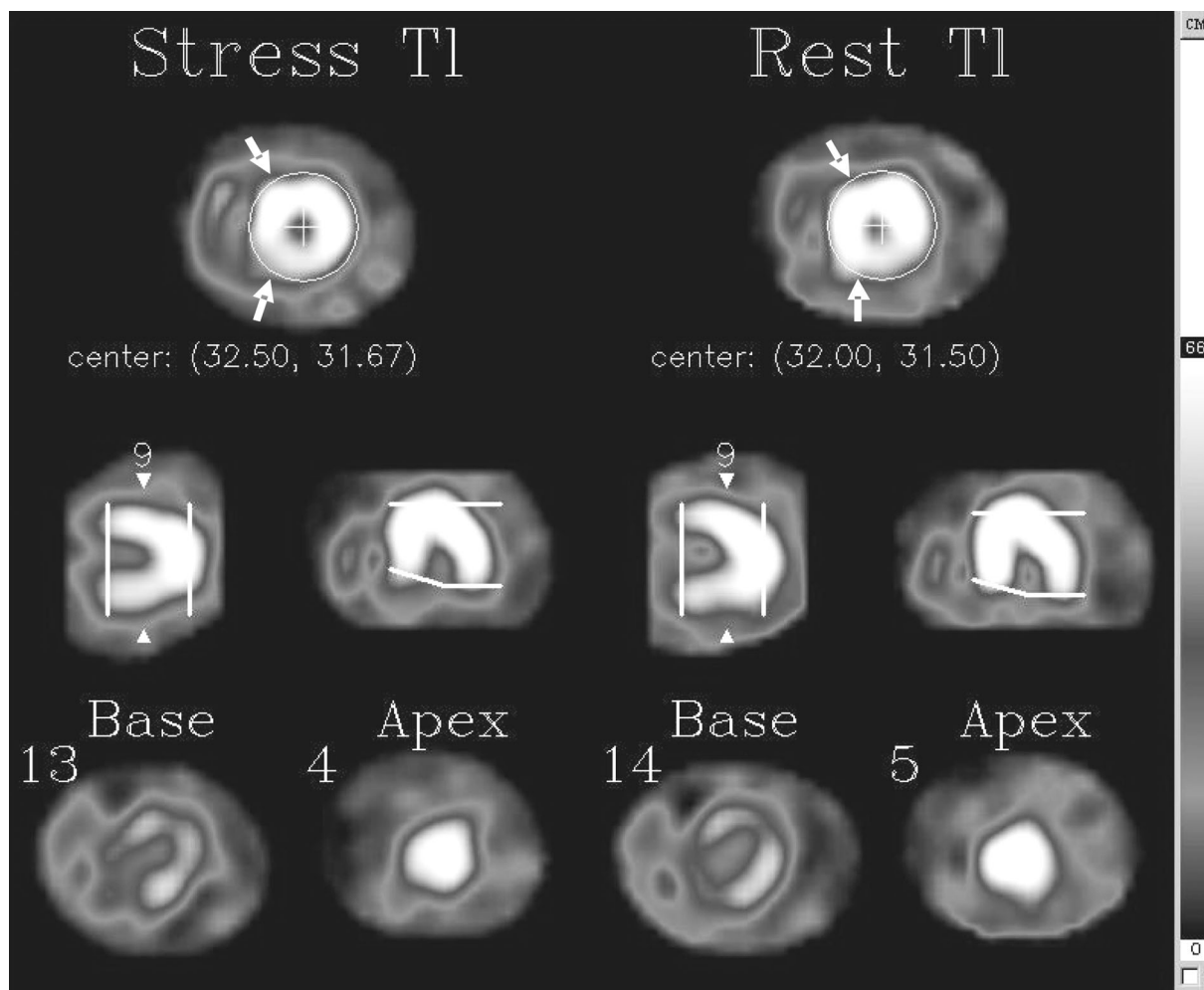
最後一例新增之受檢者，因為特殊的病理因素，我們並額外進行了「SPET/CT CTAC」，且藉助其「PET/CT

檢查」之 CT 影像進行融合：

- SPET/CT (GE infinia hawkeye 4) 之 CTAC (140 kV, 1.5 mA, Pitch: 1.9, RPM: 2.6, Interval 3.32 mm, Matrix size 512 x 512, standard filter)。
- PET/CT scanner (GE DST16) 之 CT (100 kV, 80 mA, Pitch: 0.5, Interval 3.75 mm, Matrix size 512 x 512, standard filter)。

我們就其「MP SPET 影像」結果於「3D 體表顯像方式」處理時進行圈選 (mask in) 後 (圖一)，以原「序列影像」做為比對的依據，由兩位放射師擔任判讀者，獨立評估在經「3D 體表顯像方式」顯示後，就「心室中膈側壁」上是否會受到右心室造成之假影干擾，再將個別結果彙整做出進行以下判定：

① 兩位其中一位以上認為「不吻合」者為：X，表



圖一：於實驗中，對於「右心室擴張且攝取明顯」的受檢者，我們藉由「區域圈選」工具排除右心室造成之假影，並將「3D 體表顯像方式」(NAC) 的顯示範圍限制在左心室處。圖中可見 (箭頭處) 使用此方式會犧牲掉部分左右心室交接處的模糊地帶。

示經「3D 體表顯像方式」顯示後，會受到右心室造成之假影干擾。

- ② 兩位均認為「吻合」者為：○，表示經「3D 體表顯像方式」顯示後，不會受到右心室造成之假影干擾。
- ③ 兩位均認為「無法判定」者為：▲，表示兩位判讀者均認為該影像「不適用於本實驗判讀」。

結果

如 [表 1] 所示，在經「3D 體表顯像方式」處理的 8 例「右心室擴張且攝取明顯」受檢者中，經以「區域圈選」工具協助後，有七例在「心室中膈側壁」上的表現與原「序列影像」相符，我們認定此為不受右心室假影干擾者。在未經「區域圈選」工具協助的組別中，僅有兩例被判定與原「序列影像」相符。兩組均在同一例「心軸偏離」的案例上，發生因無法區分假影來自於右心室擴大或是心軸偏離，而將其歸類為「不適用於本實驗判讀」。

討論

一、以「區域圈選」工具排除心肌血流灌注單光子斷層攝影 3D 表面成像時心中隔壁之假影之效能為何？

經「3D 體表顯像方式」顯示處理 8 位「右心室擴張且攝取明顯」的 MP SPET 病例後，我們發現除了一例「無法用於本實驗判讀」的共同案例外，經由「區域圈選」工具協助組有七例受檢者在「心室中膈側壁」上的表現與原「序列影像」相符 (87.5%, 7/8)。而未經由「區域圈選」工具協助組，能符合原「序列影像」結果的僅有 25% (2/8)。我們因此認為欲在「右心室擴張且攝取明顯」的 MP SPET 病例使用「3D 體表顯像方式」技術時，使用「區域圈選」工具能有效排除右心室在「心室中膈側壁」上造成之假影。

二、「區域圈選」工具在類似病例的使用限制為何？

我們在實驗中發現一例「左心室軸向偏離（心軸右

偏）」的案例（圖二a），因為伴隨有「右心室擴張且攝取明顯」且在「心室中膈側壁」上發生變形與藥物分佈差異較大的情形，在後來的「判讀結果」討論中，兩位判讀者一致認為在兩組（經、未經「區域圈選」工具協助）的影像判讀上，均因無法區分「中-基段 (middle-base)」之「心室中膈側壁」不吻合情形（圖二a vs. b）係來自「右心室假影干擾」或「左心室自身的變形」而將其列為「不適用於本實驗判讀」之案例。我們因此認為「不正常的左心室結構形狀」是使用「區域圈選」工具排除「心肌血流灌注單光子斷層攝影 3D 表面成像時心中隔壁之假影」時的主要限制（圖二c）。

三、特殊個案的延伸討論：

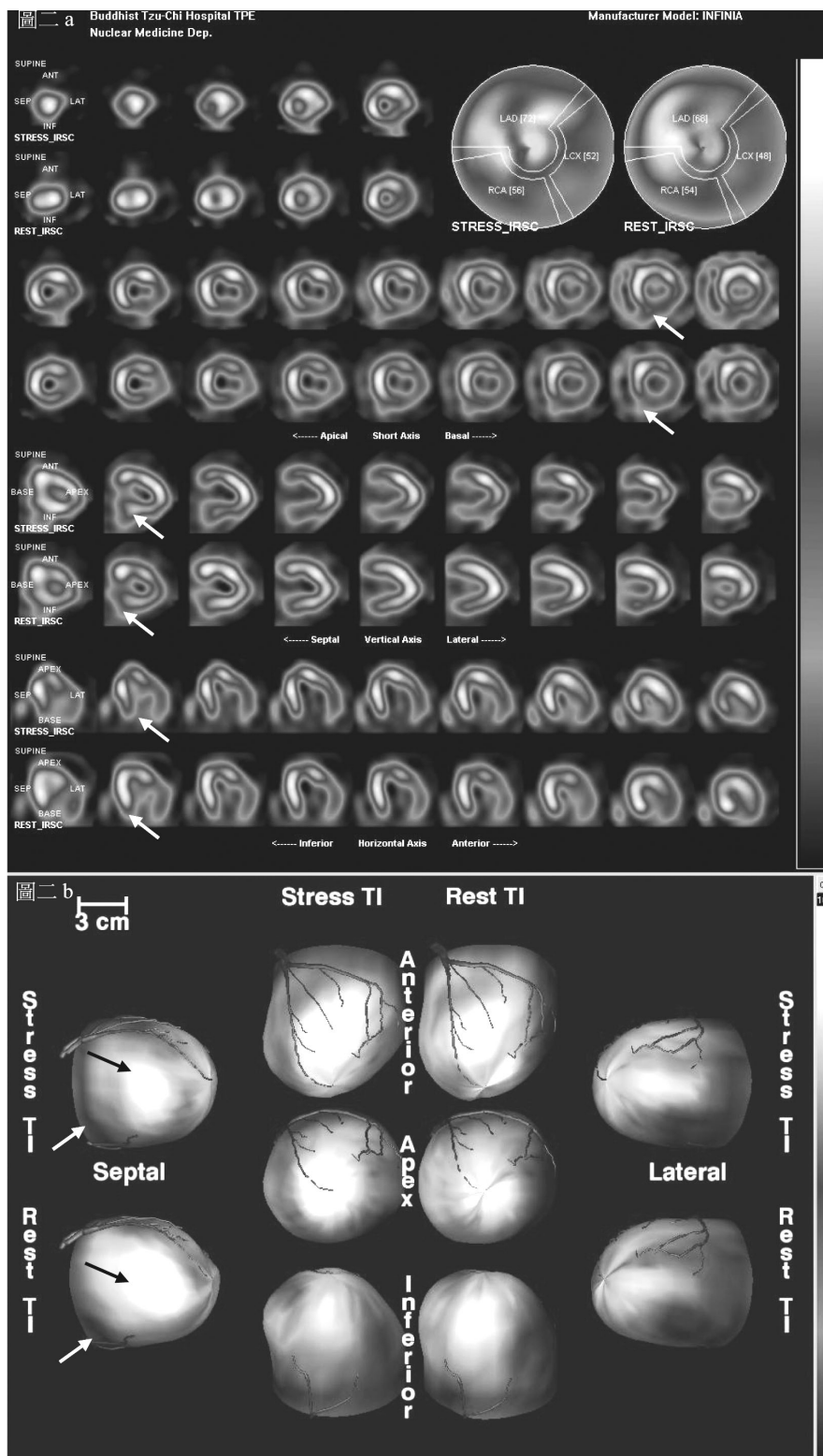
在 8 名案例中的最後一名受檢者是本實驗最後納入之病例，該名 46 歲男性病人於本科進行化學治療之前的心臟功能評估，於壓力負載相之造影結果明顯見到多血管型心血管疾病 (multi vessel disease; MVD) 並且伴隨右心室肥厚等情形（圖三），進一步確認當日設備、藥物品管以及病患病史 (history: hypopharyngeal tumor, R/O at least 2 vessel disease (2-VD) or 3-VD (TVD, EKG: NSR) 並告知病患有需要以 SPET/CT 進行輔助之 CTAC 後，於同設備 (GE infinia) 完成休息相造影時，改至 SPET/CT (GE infinia hawkeye 4) 以 CT 輔助進行進行單光子斷層造影檢查。因病患左心室中膈側壁之核醫藥物分佈明顯減低，且右心室之藥物分佈明顯增加，因此以 SPET/CT 進行 CTAC 之結果不盡理想（圖四）。

病患因 hypopharyngeal tumor 之故，於翌日安排有 F-18 FDG PET/CT（氟-18 氟化去氧葡萄糖之正子、電腦斷層）掃描，藉由 PET/CT scanner (GE DST16) 較高解像力之 CT 影像進行影像融合 (image fusion) 後，得以佐證 3D 體表顯像中外擴且核醫藥物分佈攝取較高處之假影部位為右心室（圖五）。

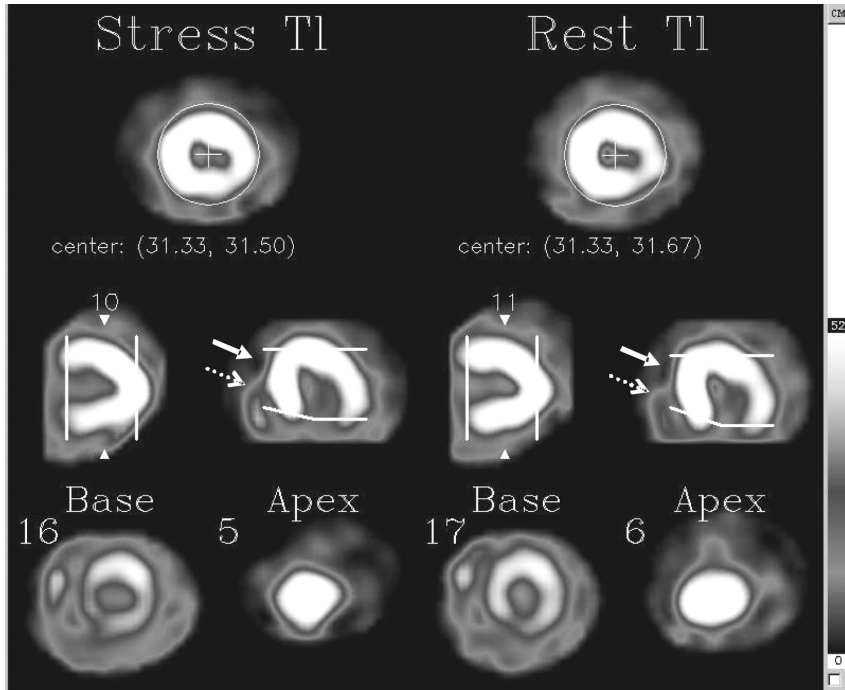
其後，我們並且發現此「右心室擴張且攝取明顯」的情形會造成以 3D 體表顯像方式時，右心室的假影與左心室中膈側壁實際影像混淆，造成影像結果之誤判

表一：以兩位「放射師」評估「3D 體表顯像方式」與原「序列影像」在「心室中膈側壁」上的相符程度。兩位其中一位以上均認為「不吻合」者為 X，兩位均認為「吻合」者為 O，兩位均認為「無法判定」者為▲。

	1	2	3	4	5	6	7	8
未以 mask 圈選	O	O	X	▲	X	X	X	▲
以 mask 圈選	O	O	O	▲	O	O	O	O

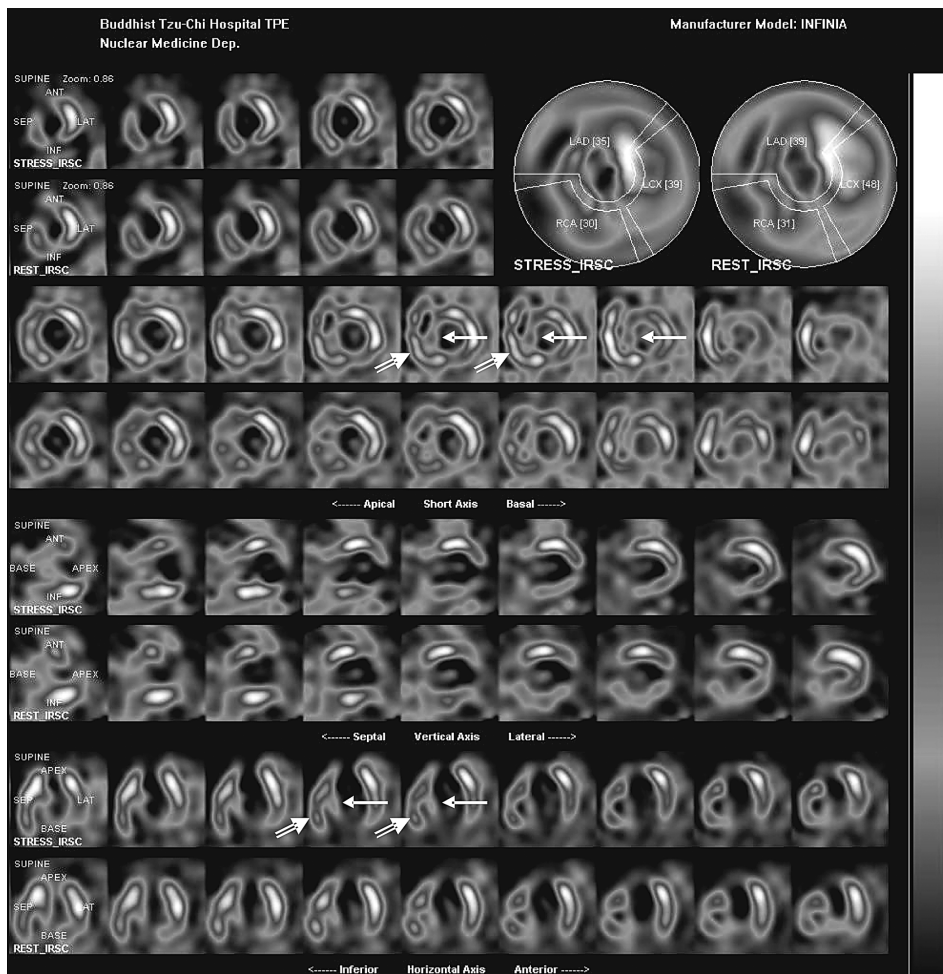


圖二a,b：「右心室擴張且攝取明顯」且伴隨左心室心軸偏離（心軸右偏）的受檢者，在藉由「區域圈選」工具排除右心室造成之假影後，「3D 體表顯像方式」（圖二b, NAC）仍無法完全與原「序列影像」（圖二a, NAC）相吻合（白色箭頭處）。且一名判讀者認為「黑色箭頭」所指「中-基段（middle-base）」開始處有明顯隆起，無法區分白色箭頭處來自於右心室或左心室。

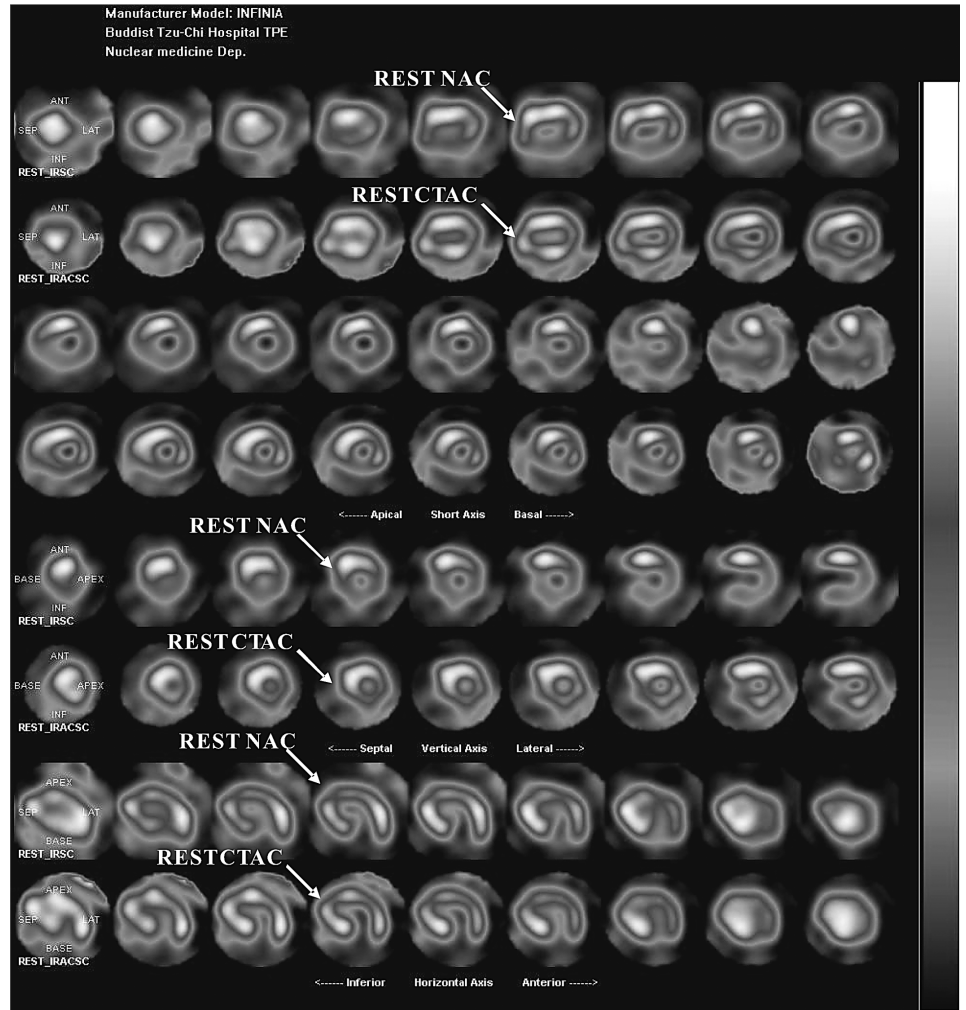


圖二c：「右心室擴張且攝取明顯」且伴隨左心室心軸偏離（心軸右偏）的受檢者，在藉由「區域圈選」工具排除右心室造成之假影時，亦會造成設定「圈選區域」時之困擾。

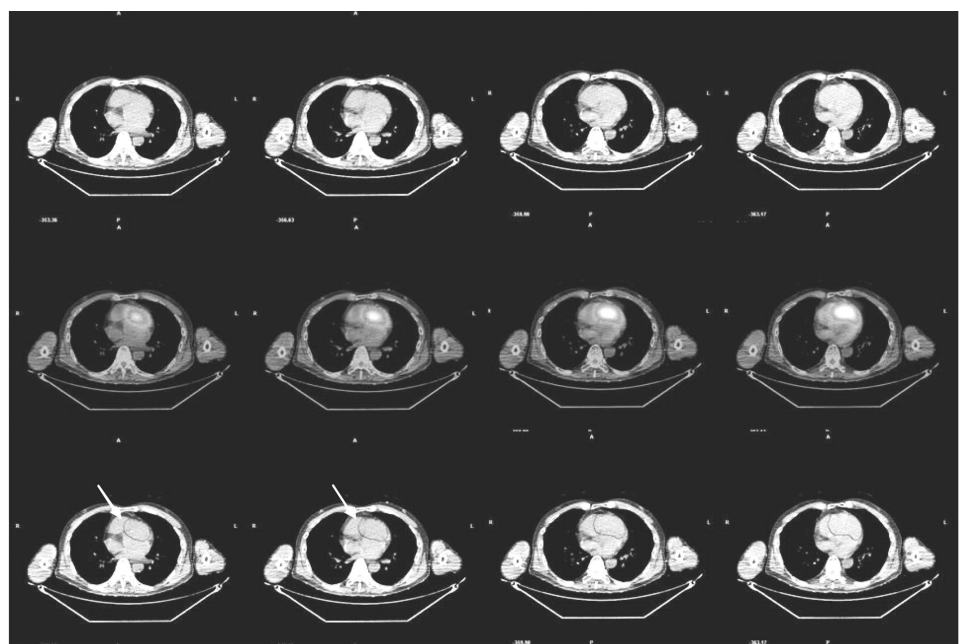
如圖中所示：部分左心室跨越左\右心室交接處，且「心尖-中端 (apex-middle)」處未受右心室影響（實線箭頭處），而「中-基段 (middle-base)」則受到右心室影響（虛線箭頭處）。



圖三：第 8 例受檢者心肌血流灌注斷層攝影當日結果（上排為壓力負載相，下排為休息相）。於壓力負載相（上排）之掃瞄結束時，即發現左心室中膈側壁（單線箭頭處）藥物分佈與攝取情形過差，且受到右心室肥厚（雙線箭頭處）之干擾，可能造成誤判。



圖四：第 8 例受檢者心肌血流灌注斷層攝影休息相之未經 CTAC 與經 CTAC 結果比較原休息相之序列影像（上排）受到 RVCD 之右心室干擾處（箭頭所指處），在另以 CTAC 進行衰減校正後（下排）雖可觀察到改變，但是對於被右心室完全遮蔽且攝取較差的左心室中膈側壁，並無法藉由 CTAC 修正之（經 CTAC 之影像中仍未見到左心室中膈側壁出現）。



圖五 第 8 例受檢者心肌血流灌注斷層攝影結果與其 PET/CT 掃描結果之 CT 影像融合。將心肌血流灌注斷層攝影結果以 PET/CT 掃描之 CT 進行影像融合，可於圖中（箭頭處）見到核醫藥物分佈處已明顯跨越過左心室中膈側壁 (septal wall)，並分佈至右心室處。

(圖六；REST w (with) RV 者)。

延伸討論一、此 RVCD 病例中，使用 CTAC 之結果不盡理想之原因有三：

1. CTAC 對於核醫藥物分佈或攝取良好的核醫影像固然有極大之助益 (1,2,3)，然而此病例本身左心室中膈側壁即因心血管疾病影響而藥物分佈（攝取）不良。(5,6)
2. 以低管電流 (≤ 2.5 mA) 進行 CTAC 之功能在於協助評估核醫訊號來源 (x-ray 或 γ -ray) 之衰減情形與發生深度（一般相對於水假體），礙於低管電流 CT 之影像品質，對於解剖位置定位之幫助較少 (4,6)。
3. 就複合式設備 (dual modality) 而言，除 CT 本身可能因切片厚度 (slice thickness)、管電流量 (mA · S) 造成部分體積效應 (partial volume effect) 外，核醫影像上的核醫藥物分佈、計數 (counts) 多寡亦會導致部分體積效應發生，導致影像可信度減低 (4,6)。

延伸討論二、此 RVCD 病例中，使用 3D 體表顯像技術後，判定其左心室中膈內側壁區域為假影之原因為：

1. 3D 體表顯像技術結果中，受到右心室假影處干擾的

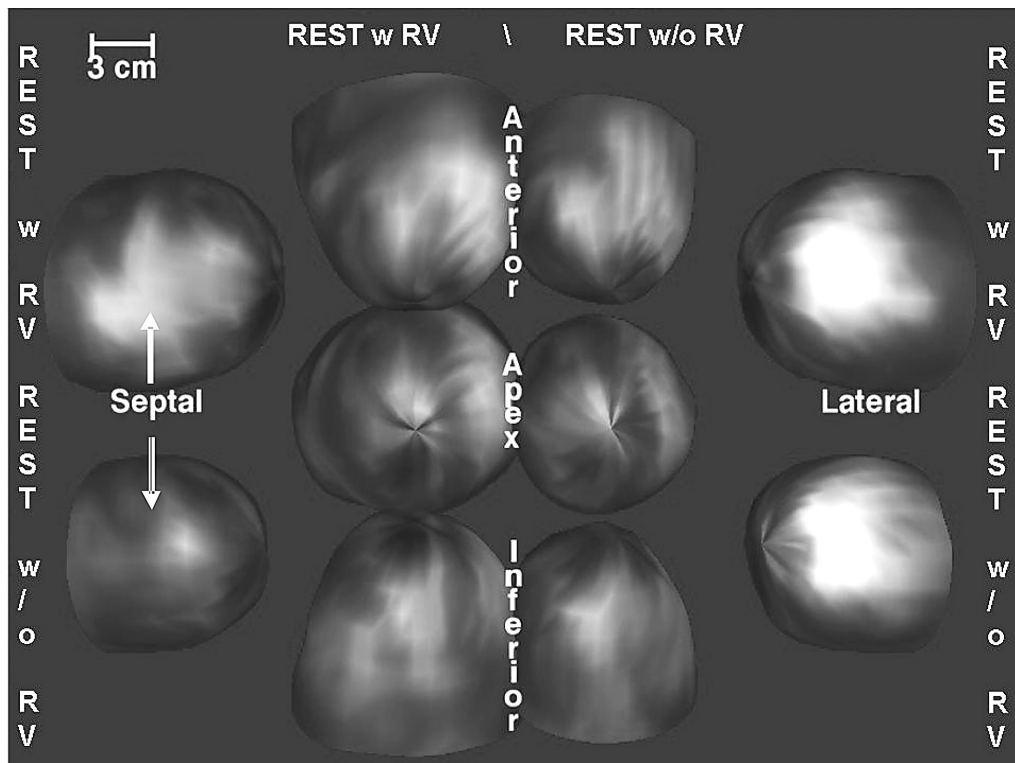
部位，顯示為左心室中膈內側壁中段與近端處為正常之藥物分佈狀態（圖六；上方箭頭所指處），此與原序列影像結果（圖三）中左心室內側壁藥物分佈（攝取）減低之情形不同。

2. 藉助病患翌日於 PET/CT 掃瞄儀造影所得之 CT 影像與 MP SPET 所得影像進行融合後，可於 CT 之軸向影像 (transaxial view) 上清楚分辨出左右心室位置，並觀察其上之核醫藥物分佈狀況，其中，左心室中膈側壁處之代謝情形與 3D 體表顯像技術結果迥異。（圖六；上方箭頭所指處之 3D 體表顯像顯示左心室中膈內側壁中段與近端處為正常之藥物分佈狀態）

結 論

藉由此次實驗，我們認為以「區域圈選」工具排除 MP SPET 「3D 體表顯像方式」假影是相當有效的影像處理方式，且本實驗並提供了我們寶貴的經驗在於：

- 一、對於 RVCD、RVH 這一類「右心室擴張且攝取明顯」的受檢者在傳統序列影像以切片 (slice) 形式來表現時，需格外留意右心室造成的影響，此影響可為：



圖六 以 3D 體表顯像顯示 RVCD 病患之心肌血流灌注斷層攝影結果。

未將右心室干擾處（上方（單線）箭頭所指處）予以排除者 (REST w RV)，以 ROI 將右心室干擾處予以排除者 (REST w/o RV；雙線箭頭所指處)。圖中並可發現兩者（箭頭所指處）在左心室中膈側壁上之藥物分佈差異。

①在正常攝取無誤的左心室中膈側壁上，因右心室心肌厚度造成異常衰減（顯示攝取降低之缺陷），但是此情形則可藉由 CTAC 協助修正。②如我們此次實驗中最後一例受檢者，發生部分體積效應或被右心室完全遮蔽之攝取較差的左心室中膈側壁，此情形則無法藉由 CTAC 修正。對於這一類的受檢者，在 MP SPET 造影結果的序列影像呈現方式上，則應同時呈現受到右心室影響及無右心室影響之結果，以利核醫專科醫師與臨床醫師進行評估，且此亦與我們所參閱的部分文獻中所述相吻合。(5,7)

二、以傳統序列影像的方式展現左心室心肌對於核醫藥物分佈的變化情形是最常使用的方式，但亦讓閱片者（核醫醫師或門診醫師）不易聯想左心室心肌的整體分佈狀況。使用 3D 體表顯像方式來呈現 MP SPET 的結果，可以改善以上的缺點，將左心室自近端（proximal；冠狀動脈血流流入端）至遠端（distal；遠離冠狀動脈血流流入端）心肌的核醫藥物分佈狀態連結後表現出來。

三、3D 體表顯像技術確實能輔助臨床醫師作為臨床判讀之依據，並且能夠協助非核醫專科之臨床醫師以更簡單明瞭的方式向病患或家屬說明病情，然而諸如此類因疾病或生理狀況造成的假影，應該是核醫放射師等影像工作者須留意並予以防範的部分，以免造成結果的誤判。

四、在我們過去的經驗以及參閱的幾份文獻中(1,3,4,5,6,7)，均指出類似狀況可用品質較好的形態學 (morphology) 影像資訊作為影像融合的依據。在此實驗中，我們則用來判定左右心室位置，並觀察其上藥物分佈之狀況。藉助本實驗所用「區域圈選」工具或在必要時停用 3D 體表顯像技術可以避免後續的誤判。因臨床需要而必需以 3D 體表顯像技術處理時，可於組建 3D 影像時，以 ROI (region of interest) 圈選適當區域來避開右心室之影響（圖六；REST w/o RV 者）。

五、以閘控方式進行 MP Gated SPET，觀察心室壁運動

(wall motion) 情形亦可協助區別此假影，並且，對於心血管手術後 1~2 週內之病患，此造影方式有助於及早得知心肌恢復狀況 (6,7)。

以上是我們藉由此次實驗中以及參閱相關參考資料所學得的經驗，謹將所得與臨床放射師及核醫影像工作者分享。

參考文獻

1. von Schulthess GK, Pelc NJ. Integrated-modality imaging: the best of both worlds. *Acad Radiol* 2002;9:1241-1244.
2. Angelika Bischof Delaloye, Ignasi Carrió, Alberto Cuocolo, et al. White paper of the European Association of Nuclear Medicine (EANM) and the European Society of Radiology (ESR) on multimodality imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2007;2-3.
3. Bocher M, Balan A, Krausz Y, Shrem Y, Lonn A, Wilk M, et al. Gamma camera-mounted anatomical X-ray tomography: technology, system characteristics and first images. *Eur J Nucl Med*. 2000;27:619-627.
4. 吳志毅，基礎核醫造影技術學，台灣，合記出版社，2004：P48~54；P232~240；P257~264.
5. Mark R. Vesely, Vasken Dilisizian. Nuclear Cardiac Stress Testing in the Era of Molecular Medicine. *THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE* Vol. 49 No. 3 March 2008.
*同文刊載於核醫技術研討網站：
<http://www.camus.url.tw/viewtopic.php?f=5&t=20>
6. 吳志毅，常見的核醫存活心肌偵檢造影，2009 核醫放射師北區技術研討會，佛教慈濟綜合醫院台北分院，2009 Dec. 19，台灣台北，2009（同文刊載於核醫技術研討網站：
<http://www.camus.url.tw/viewtopic.php?f=5&t=126>
7. Patton JA, Slomka PJ, Germano G, Berman DS. Recent technologic advances in nuclear cardiology. *J Nucl Cardiol*. 2007;14:501-513.

Use mask tool to obviate the artifacts on septum wall of myocardial perfusion SPET with 3D surface rendering display

The technical report of the eight patients with right ventricle changed diseases (RVCD)

Yu-Hsiang Chou, Wen-Hsiang Chou, Camus C.Y. Wu

Nuclear Medicine Department of Buddhist Tzu Chi General Hospital Taipei branch

Abstract

The traditional myocardial perfusion single photon emission computed tomography (SPECT or SPET) regularly compared the serial slices of the two phases (stress loading and resting imaging). When the patients with right ventricular hypertrophy (RVH) or right ventricle change disease (RVCD), the expanded wall of the right ventricle caused the attenuation effect on the septal wall of the left ventricle.

In our experience, when patients with RVCD, the mask tool will be useful to avoid the artifacts of the myocardial perfusion SPET with 3D surface rendering method. This literature discusses about how to use the mask tool to avoid the artifacts of eight patients.

Key words: myocardial perfusion single photon emission computed tomography (MP-SPET), single photon emission computed tomography (SPECT (USA), also called "SPET" in Euro system), stress loading, resting phases, right ventricular hypertrophy (RVH), right ventricle change disease (RVCD), 3D surface rendering.

J Nucl Med Tech 2010;7:25-33

Received 9/10/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Camus C.Y. Wu.

Address: 289 Jianguo Road, Xindian City, Taipei 231, Taiwan

Tel: (886) 2-6628-9779 ext. 8831 Fax: (886) 2-6628-9928

E-mail: camus.wu@msa.hinet.net

以「影像處理」方式重新定向來排除核醫心肌血流灌注單光子斷層掃描時仰臥姿勢造成的短軸對位誤差

劉雅雯 黃美瑩 吳志毅

財團法人佛教慈濟綜合醫院台北分院 核子醫學科

摘要

臨床所用之核醫心肌血流灌注單光子斷層攝影 (Myocardial Perfusion Single Photon Emission Computed Tomography; MP SPET) 可藉由比對壓力負載相 (Stress loading phase) 與休息相 (Resting phase) 下的藥物分佈情形，來協助診斷心臟肌肉的缺氧 (ischemia)、冬眠 (hibernation)、結癥痕 (scar)。由於心臟本身具有獨立的解剖軸向，且與大體解剖姿勢 (anatomic position) 之軸向迥異，因此在心肌血流灌注斷層影像重組 (reconstruction) 後，於進行處理 (processing) 時，需要就心臟本身之軸向，訂定三個主要軸位。當患者因疼痛無法配合或於兩次造掃瞄間擺位姿勢改變時，便可能因短軸方向上對位誤差，導致結果影像之缺陷區域變大 (代表心肌缺氧區域擴大) 且位置改變 (代表心肌缺氧部位隨時相改變)，我們在後續的實驗中證實可以「影像處理」方式排除之，並佐以「心臟假體」的掃瞄結果演示經修正誤差後得到正確影像之情形。

關鍵詞：心肌血流灌注斷層攝影，單光子斷層 (SPECT (美) 或 SPET (歐))，壓力負載相，休息相，心肌缺氧，冬眠，結癥痕，大體解剖姿勢，影像重組，處理

核醫技學誌2010;7:35-42

前言

對於臨床診斷心冠狀動脈疾病 (coronary artery dis-

ease; CAD) 的診斷，核子醫學心肌血流灌注斷層攝影 (myocardial perfusion single photon emission computed tomography; MP SPET) 向來是十分有用的利器。藉由比對壓力負載相 (stress loading phase; Str.) 與休息相 (resting phase; Rst.) 下的藥物分佈情形，來協助診斷心臟肌肉的缺氧 (ischemia)、冬眠 (hibernation)、結癥痕 (scar)。

對於 MP SPET 結果所出現的缺陷 (defect) 處，除了一般造影結果的序列影像之外，由此作為基礎而衍生出來的極圖、牛眼圖 (Polar map \ bull's eye)、環狀圖 (circum map)、3D 體表顯像方式 (3D surface rendering)，以及以閘控 (gated) 模式進行 MP SPET 以觀察射血分率 (ejection fraction) 或心室壁運動 (wall motion) 情形、藉助單光子斷層-電腦斷層掃瞄儀 (SPET/CT scanner) 進行 SPET 所需之電腦斷層衰減校正 (computed tomography attenuation correction; CTAC) 等諸多工具，均能有效協助心肌血流灌注斷層攝影更為精確。(1,2)

由於心臟本身具有獨立的解剖軸向，且與大體解剖姿勢 (anatomic position) 之軸向迥異，因此在心肌血流灌注斷層影像重組後，於進行處理時，需要就心臟本身之軸向做「重新定向 (orientation)」以下三個主要軸位：①垂直長軸 (vertical long axis)、②水平長軸 (horizontal long axis)、③短軸 (short axis)。然而包括受檢者躺臥姿勢以及在 Str. - Rst. 兩個時相之間造影姿勢的改變，往往造成在兩階段 MP SPET 影像結果幾近相同位置的「缺陷」處，卻因為前述原因的影響，導致交叉比對時，在「短軸」甚至在其他軸向出現不吻合之「缺陷」處。

本科於 2005 年 4 月正式啓用國內首部 GE Infinia scintillation camera 並以其上所附 ECT tool box 之套裝軟體進行影像處理分析。然而長久以來受到短軸上順、逆時鐘方向上位置不吻合之影響，經由此次本院獎助參加第 29 屆日本核醫技術年會 (29th the Japanese society of nuclear medicine technology; JSNMT) 口頭發表之機會，

99年9月10日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：吳志毅

住址：231台北縣新店市建國路289號慈濟台北分院地下一樓 核子醫學科

電話：02-6628-9779轉8831 傳真：02-6628-9928

電子信箱：camus.wu@msa.hinet.net

於研討會中啟發解決此問題之粗部構想，並且藉由本次實驗修正後，於兩例臨床影像中得到驗證。

材料與方法

在實驗中，我們先以假體演繹可能發生之「短軸上「缺陷」處不吻合」的情境，並以簡易的影像處理技術來排除之。在以「心臟假體」進行的實驗中，我們並進行了「SPET/CT CTAC」來輔助判讀，其條件為：

- SPET/CT (GE infinia hawkeye 4) 之 CTAC (140 kV, 1.5 mA, Pitch: 1.9, RPM: 2.6, Interval 3.32 mm, Matrix size 512 x 512, standard filter)。

確定「心臟假體」造影結果能確實演繹出「短軸上「缺陷」處不吻合」的情境之後，我們再以回溯方式，由過去一個月內的「MP SPET」186 例受檢病例找出 17 例 75 歲以上的年長病例與 2 例有洗腎病史的病例，並在這 19 例受檢者的「診療流程確認單」中 (3)，找到 5 例有確實註記左手或右手無法舉高之病例，其中兩例在結果影像上有明顯的「短軸上「缺陷」處不吻合」的情形，我們將其原始「未經重新定向」的影像結果歸入 A 組，將「經重新定向」的影像歸入 B 組。

實驗此時發現病例不足的情形，經過討論後，爲了增加實驗病例數以確定此方式是否有助於改善「短軸」甚至在其他軸向出現不吻合之「缺陷」處，我們由一位放射師以影像處理方式增加了 8 例受檢者，將其中 6 例 (編號 1,2,3,4,5,7) 之原始影像視爲「經重新定向」的 B 組，而這 6 例之刻意以影像處理技術「錯開成不吻合狀態」的影像結果則納入「未經重新定向」的 A 組。8 例中的另外 2 例 (編號 6,8) 則相反操作，以進行進一步比對。本實驗全部 10 例案例之 MP SPET 均是以下列設備與方式進行：

- 3 mCi Tl-201 chloride 以 persantine 進行 Str. phase 並於 3 小時後進行 Rst. phase 檢查。
- 硬體設備：GE INFINIA 閃爍攝影機搭配 LEGP 準直儀進行 RAO45°~LPO45° 的掃瞄。

- 掃瞄參數：3°-step, Str_30 Sec \ Rst_35 Sec step, with scatter correction。
- 處理參數：OSEM (i3, s10), with 3D post-filter (Bw)。

我們將 A、B 兩組的影像結果交由另兩位放射師判讀，以「左\右心室交界」與「短軸上「缺陷」處」做爲比對標的，在「表一」中兩位均勻選「吻合」者爲 O，有一位不認同則爲「不吻合」。再將結果進行討論，以瞭解在此型設備與影像處理軟體上，使用「影像處理方式」進行重新定向，是否有助於排除 MP SPET 造影時仰臥姿勢造成的短軸對位誤差。

結果

- ① 如「表一」，在 A 組中共有 8 例呈現「X，不吻合」且於 B 組中則有呈現「O，吻合」，其中兩例爲來自受檢者之「非設定」影像。
- ② 如「表一」，在 B 組中共有 2 例呈現「X，不吻合」且於 A 組中則有呈現「O，吻合」，其中兩例爲來自受檢者之「非設定」影像。
- ③ 「表一」中，所有「經設定」的影像在 A、B 組中的「O，吻合」與「X，不吻合」數量與所在編號均符合我們的設定。

討論

一、「MP SPET 掃瞄時仰臥姿勢造成的短軸對位誤差」之意義？

一般而言，受檢者接受心肌血流灌注斷層攝影時，均能以相似姿勢在兩個時相中進行掃瞄。然而部分病人 (尤以年長病人) 可能因壓力負載測試時的輕微不適或於雙手高舉過頭時造成之不適，導致兩時相造影姿勢迥異，進而影響身體在軸心切面 (transaxial) 上的對稱水平發生左高右低或右高左低之情形，連帶影響心肌血流灌注斷層攝影結果上，短軸在順逆時鐘方向上的位置。

經討論，由於不論在新舊版本之 Xeleris (本科所用

表一：兩位放射師評估「左\右心室交界處」與「短軸上「缺陷」處」的相符程度。兩位有一位認爲「不吻合」者爲 X，兩位均認爲「吻合」者爲 O。

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A「未經重新定向」	X	X	X	X	X	O	X	O	X	X
B「經重新定向」	O	O	O	O	O	X	O	X	O	O

版本為 Xeleris 1.1M4 與 Xeleris 2.055) 其所附之心肌血流灌注斷層攝影處理軟體 (ECT tool box) 均未將兩個時相上「短軸之順\逆時鐘位置校準」做為影像處理時之標準程序, 因此在以此程式處理心肌血流灌注斷層攝影結果時, 多半需要格外留意此方向上位置誤差造成的影響。

由於在心肌血流灌注斷層攝影之壓力負載相與休息相中出現缺損或攝取減低之區域, 其範圍大小、缺損程度、位置分佈、再分佈\逆向再分佈(僅限以 TI-201 chloride 進行)等表現, 均代表該區域可能為輕微\嚴重心肌缺氧、心血管痙攣 (spasm)、冬眠心肌或結痂痕處, 因此類似誤差的假影若未能排除, 勢必會造成在嚴重程度與影響區域上之誤判, 我們亦使用於前壁設置有固定缺陷位置之「心臟假體」, 以同樣造影條件進行比對來佐證我們的假設(圖一a,b,c)。

二、「結果」中各項數據之意義為何?

因為如「表一」在兩例來自受檢者的「非設定」影像中, 均呈現「在A組表現「X, 不吻合」且於 B 組表現「○, 吻合」, 並且「經設定的」影像亦呈現「在 A

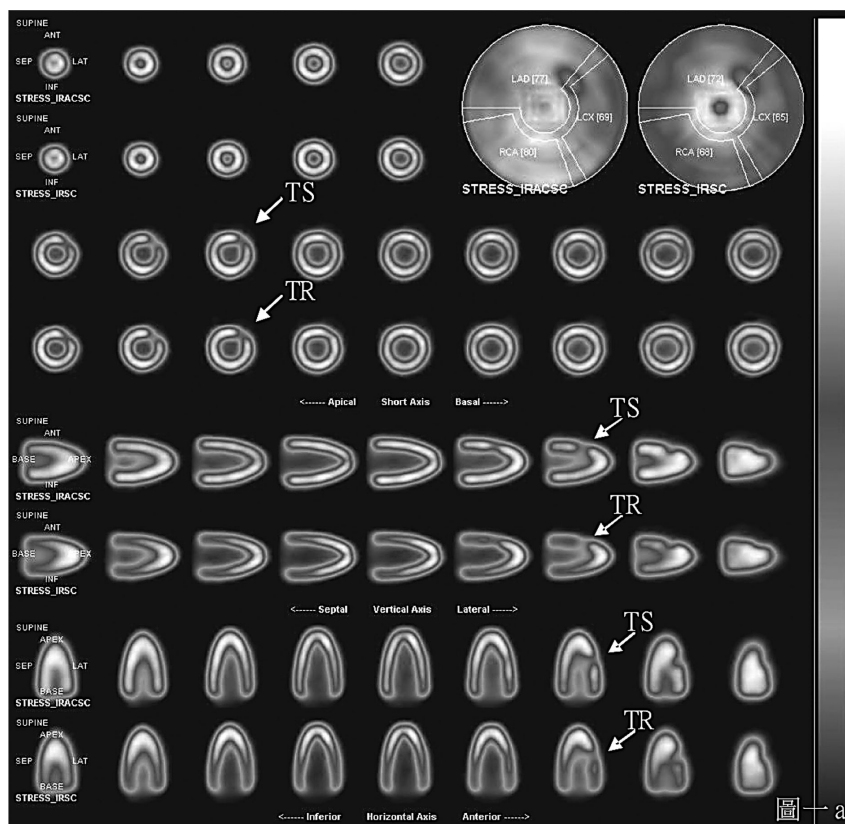
組呈現「X, 不吻合」且於 B 組呈現「○, 吻合」的情形, 而與此相反邏輯的數量與情形也完全符合我們所設定, 因此我們認為以「影像處理方式」進行重新定向, 確實有助於在此設備與影像重組軟體上, 排除 MP SPET 造影時仰臥姿勢造成的短軸對位誤差。

此外, 藉由「表一」中「所有「經設定」的影像在 A、B 組中的「○, 吻合」與「X, 不吻合」數量與所在編號均符合我們的設定」的這個結果, 亦讓我們證實此方式能有效的排除 MP SPET 造影時仰臥姿勢造成的影響。

我們在探討實驗結果時, 亦發現此實驗設計的盲點在於各病例本身均有很明顯的錯位情形, 然而面對受檢者為「多血管型心血管疾病患者 (multi vessel disease; MVD)」或缺乏明確的左\右心室交界標界時, 欲區別此誤差可能變成相當不易, 並且可能造成不定位置上之「缺陷」區域擴大或縮小, 此為本實驗無法驗證處。

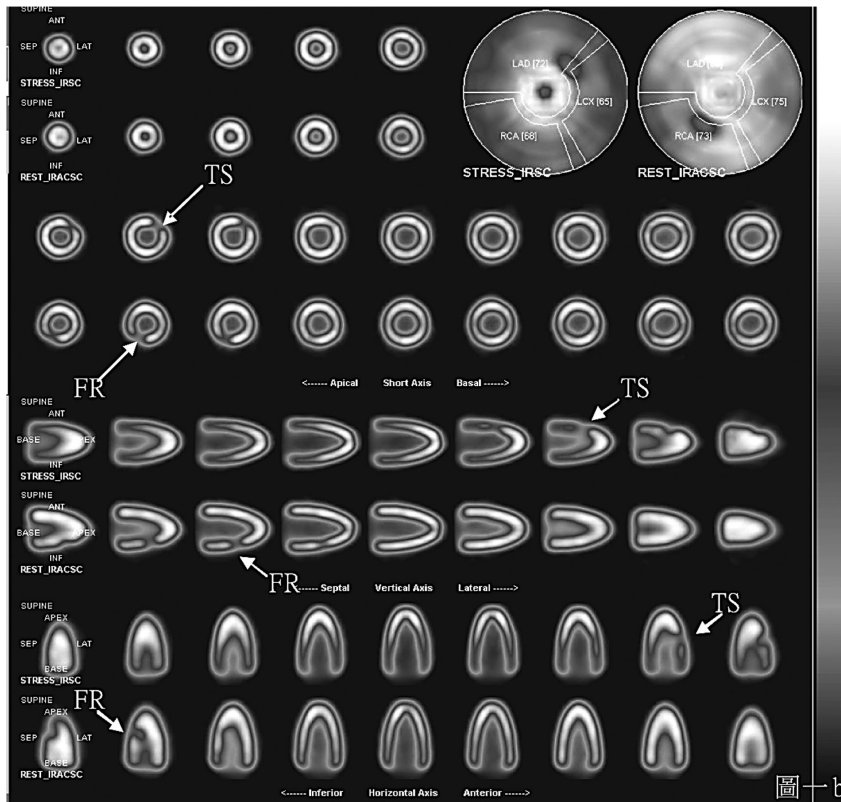
三、個案的延伸討論:

在兩名「非設定」的病例中, 我們引用其中一名 74 歲女性病人做為延伸討論的對象, 可以由其檢查結果明



圖一: 以 heart phantom 演示在短軸之順\逆時鐘方向上之誤差可能造成之影響。

圖一a 可見假體上固定缺陷處在各軸向上均可吻合(箭頭所指處 TS, TR: 假體上實際缺陷位置)。



圖一：以 heart phantom 演示在短軸之順、逆時鐘方向上之誤差可能造成之影響。
圖一b 可見假體上固定缺陷處在各軸向上均無法吻合且錯置（箭頭所指處 TS：假體上實際缺陷位置，FR：短軸之順、逆時鐘方向上錯置位置）。



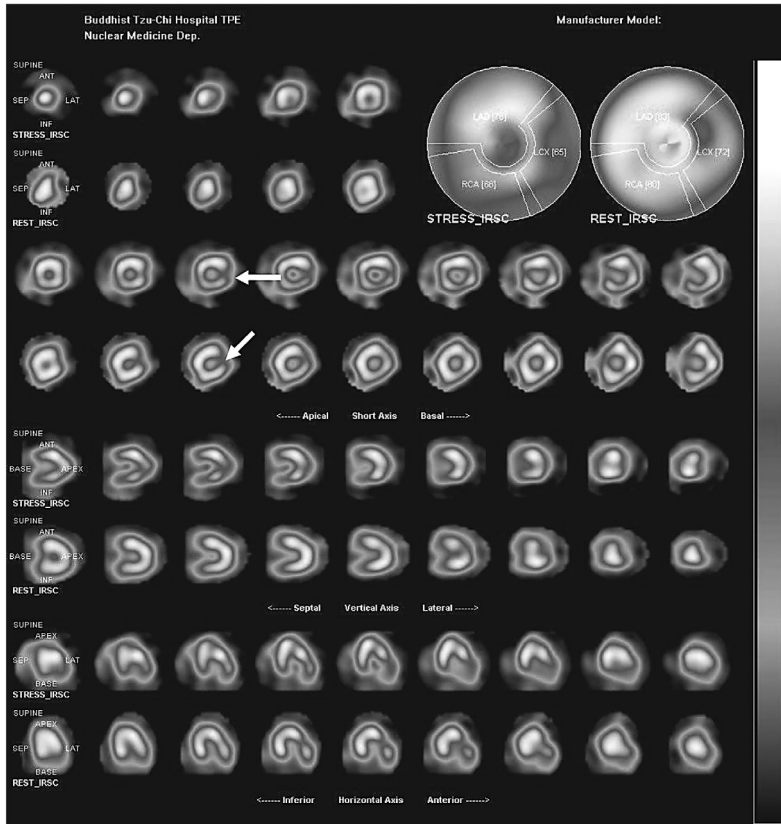
圖一：以 heart phantom 演示在短軸之順、逆時鐘方向上之誤差可能造成之影響。
圖一c 測試所用之 RH2 heart phantom。

顯見到於壓力負載相的短軸之外側壁 (lateral wall) 有「活性攝取減少」之情形，但是在休息相的短軸影像上卻在前-外側壁 (anterior-lateral wall) 出現「活性攝取減少」之情形 (圖二)，在確認當日設備、藥物品管以及病患病史 (R/O CAD, chest tightness, exertional dyspnea, EKG

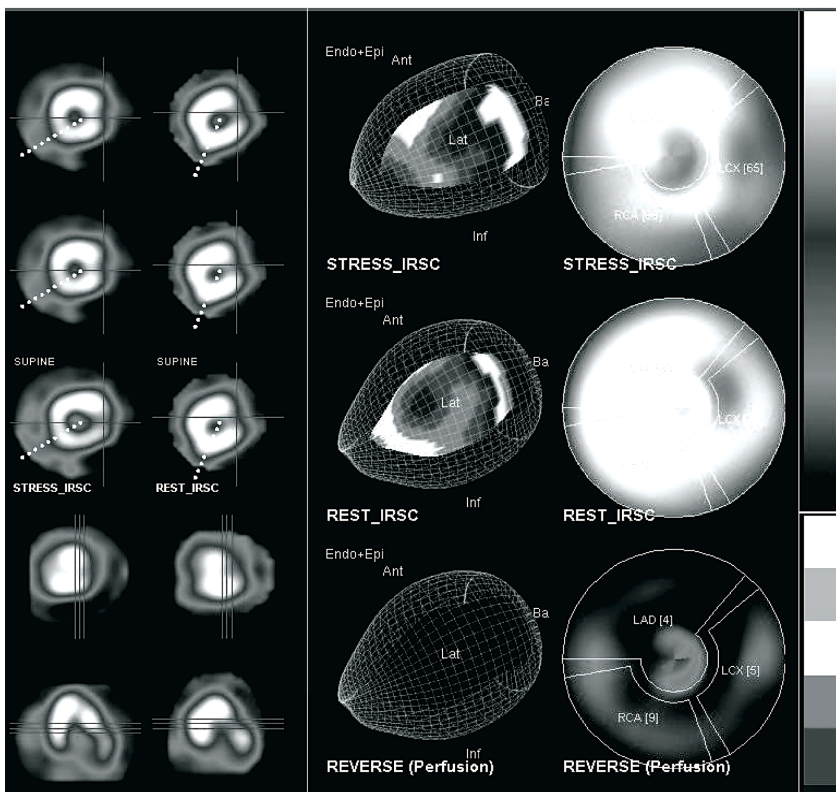
inverted T wave) 後，懷疑係因病患躺臥姿勢在兩次造影時相上迥異 (受檢者右手無法舉高過頭)，造成在左心室短軸向上缺陷處發生順、逆時鐘方向上位置之誤差，並且導致後續以極圖、3D 體表顯像方式表現時，出現錯誤的缺陷、回補情形。經查證短軸向上左右心室交接處的位置 (圖三，虛線處) 在兩個時相的影像中確實迥異，證實係因在兩不同時相結果之短軸上的位置誤差所致，經以影像重組方式修正後，可明顯看到恢復正常 (圖四)。

四、此影像處理技術的使用限制：

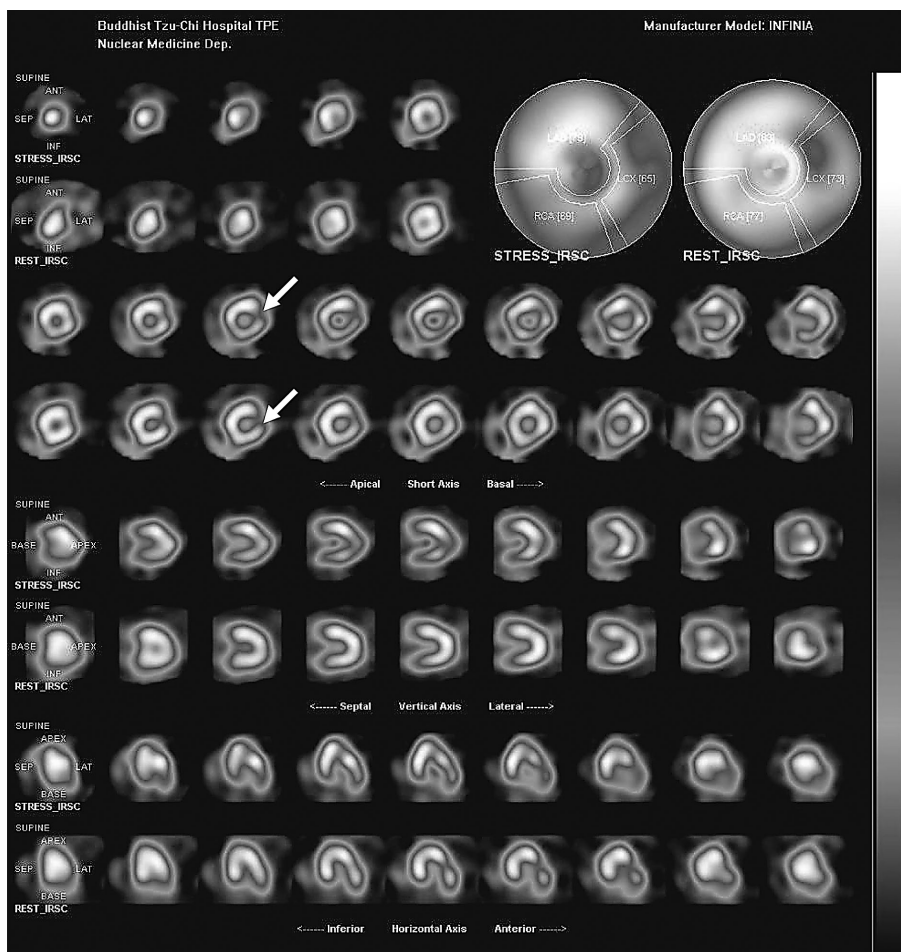
彙整 10 名病例的影像處理結果後，我們發現如本實驗所示：以影像處理方式修正此類誤差，可以提供「報告者」做進一步的參考比對，避免因此異常而造成誤判[2,4]。然而，此技術為後端的影像處理方式，並無助於改善造影時位置改變所導致的探頭收集距離過遠造成之訊號品質降低，也不適用於無明顯「影像標誌」(如：左右心室交界) 或是「多血管型心血管疾病患者」與核醫藥物攝取不佳的心肌細胞。此外，我們亦建議能比照 CTAC 等技術應用時的模式，將處理前、後的影像一併呈現供「報告者」進行評估。



圖二：74 歲女性病例未經修正之 MP SPET 造影結果。疑似因懷疑係因病患躺臥姿勢在兩次造影時相上迥異，造成在左心室短軸 (short axis) 向之「缺陷」處，發生順、逆時鐘方向上位置之誤差。



圖三：由左、右心室交界處觀察誤差發生的情形。圖中可見在短軸方向上之左右心室交接處 (L-R ventricle junction：虛線指向)，於短軸之順、逆時鐘方向上明顯不同。



圖四：此病例經過修正後之 MP SPET 造影結果
經修正在順、逆時鐘方向上之誤差後，明顯可見左右心室交接處 (L-R ventricle junction) 以及垂直長軸 (vertical long axis)、水平長軸 (horizontal long axis)、短軸 (short axis) 上之缺陷區域已可吻合 (箭頭所指處)。

結 論

以核醫心肌血流斷層攝影來協助診斷心臟冠狀動脈血管疾病已經在國外行之有年，並有許多正面評價 [5,6]。以本次報告案例所學到之經驗告訴我們，同樣的狀況在常日的檢查作業中可能不勝枚舉，且往往有著相當基本但辨別不易的特性，無論在臨床檢查或是進階實驗中均必須格外留意。

本科自 2005 年啓用 ECT tool box 以來，此程式原始設計上即未設置有供使用者校驗調整兩個時相上的短軸向順、逆時鐘方向之位置誤差 (防錯措施) 的步驟，進而增加臨床報告者 (醫師) 在評估病情時誤判的風險，或是必須依照自身經驗逐一核對。為此，本科亦在「結果影像」的品管工作流程中，於醫師做閱片判讀前加

入資深放射師進行影像結果確認之步驟。除建立複核機制、建立落實人員基礎知能訓練外，及早建立設備販售商對於相關應用軟體的教用評核機制，亦有助於減少類似情形外來發生之機會。

參考文獻

1. 吳志毅，基礎核醫造影技術學，台灣，合記出版社，2004，P232~240 P257~264。
2. Slomka, P., Gilbert, A., Stephenson, J., et al. Automated alignment and sizing of myocardial stress and rest scans to three-dimensional normal templates using an image registration algorithm. J. Nucl. Med. 1995;36:1115-1122。

3. 李鴻君，許力文…等，以表單工具導引核子醫學體內診療病人之安全規劃，J Nucl Med Tech 2009;6:41-51 Vol. 6 No. 1 December 2009。
4. 吳志毅，Introduction of myocardial perfusion SPET, 2008 年核醫放射師北區技術研討會，佛教慈濟綜合醫院台北分院，2008 Mar. 15，台灣台北，2008。
*同文刊載於核醫技術研討網站：
<http://www.camus.url.tw/viewtopic.php?f=5&t=10>
5. Steven Burrell, Anita MacDonald, et al. Artifacts and Pitfalls in Myocardial Perfusion Imaging. Journal of Nuclear Medicine Technology, 2006;34:193-211。
6. Christopher L. Hansen, Richard A. Goldstein, Olakunle O. Akinboboye, et al. ASNC imaging guidelines for nuclear cardiology procedures: Myocardial perfusion and function single photon emission computed tomography. Journal of Nuclear Cardiology, 13,39-60。

Using image processing methods to obviate the orientation inaccuracy on short axis of Myocardial perfusion SPET

Ya-Wen Liu, May-Yin Wong, Camus C.Y. Wu

Nuclear Medicine Department of Buddhist Tzu Chi General Hospital Taipei branch

Abstract

By comparing the stress loading and resting phases of nuclear medicine myocardial perfusion single photon emission computed tomography (MP-SPET), it can help the diagnosis of myocardial ischemia, hibernation and scar. Because the axis of heart is different from the axis of normal body anatomic position, it is assigned three particular axes for heart during reconstruction of MP-SPET imaging. When the patients were hard to lie down or there were different positions between the stress loading and resting phases, it might cause the position of the perfusion defect changed (indicating the ischemia area changed) by the misregistration error on short axis. Our lecture showed how to use the image process methods to correct this error, and by fixation of the error data of a heart phantom, we gained the correct clinical imaging of the MP-SPET.

Key words: stress loading, resting phases, myocardial perfusion single photon emission computed tomography (MP-SPET), single photon emission computed tomography (SPECT (USA), also called "SPET" in Euro system) ischemia, hibernation scar, anatomic position, reconstruction

J Nucl Med Tech 2010;7:35-42

Received 9/10/2010; accepted 10/15/2010.
For correspondence or reprints contact: Camus C.Y. Wu.
Address: 289 Jianguo Road, Xindian City, Taipei 231, Taiwan
Tel: (886) 2-6628-9779-8831 Fax: (886) 2-6628-9928
E-mail: camus.wu@msa.hinet.net

核子醫學資訊系統的設計與開發

杜高瑩¹ 劉光筠²

¹馬偕紀念醫院核子醫學科

²陽碩科技股份有限公司

摘要

前言：RIS (Radiology Information System) 是以放射診斷部門為主的資訊作業系統，由於放射診斷的影像與設備，以及排程作業與報告產生的方式比較單純，因此對於作業方式比較複雜的核子醫學科而言，無法完全移植使用，所以開發出一套適用核子醫學的資訊系統 NMIS (Nuclear Medicine Information System) 是因應資訊化的必然發展趨勢。

建構方法：要設計開發一個核醫專屬的資訊作業系統，首先必須考量核子醫學科的作業型態。一般而言，核子醫學科除了影像檢查外，還有免疫分析 (RIA) 的體外檢查部份，關於 RIA 的部份為非影像系統，因此先不予納入系統規劃的範圍。造影檢查部份，從開立檢查單、接受排程、到檢查當天的報到、造影檢查、最後影像完成到報告完成、檔案管理等，都必須於系統內規劃。所以核子醫學科資訊作業系統 (NMIS) 是依據單位的特性量身訂作而成。以馬偕核醫科為例，本科現況有 4 部閃爍攝影機以及一部 PET/CT, Mini-PACS 聯接各攝影機與影像工作站，形成一個內部網路，在規劃 NMIS 時，我們先將作業流程劃分成排程報到、影像品管，以及報告系統等三個區塊。在不影響正常作業的情況下，逐步將系統導入作業流程，最終的目的是完全接管整個作業系統。

結果：NMIS 自 2008 年 1 月部份上線至今，已有顯著的成效，就影像品管部份，造影完成的影像，可透過系統經過 2~3 階的影像確認後，上傳至 PACS，門診醫師可以在診間檢視影像。除此之外，櫃台行政人員，可藉由系統立即直接查詢文字與影像結果，節省調閱舊片的時

間，在醫師報告系統中，除了當次檢查影像外，同時可以調閱該名病人其他的醫學影像參考，增加報告的準確性，NMIS 對於管理者而言，提供了許多管理指標，如排程延遲率、報告完成率、業務量、爽約率...等等，可即時性的讓管理者了解現況並調整作業的流程。

討論：NMIS 的開發與規劃必須是整體性的，所謂的牽一髮而動全身，用來說明系統設計規劃的重要性是再貼切不過了。本文僅就系統的設計規劃概念說明，並以實際建置的成果，分享給核子醫學科部門，提供未來規劃 NMIS 的參考。

關鍵詞：PACS，系統整合，NMIS

核醫技學誌2010;7:43-51

前言

近年來，醫學影像部門致力於發展 PACS (Picture Acquire Communication System) (1-7)，企圖以資訊化的方式來管理醫學影像，影像數位化可以提昇醫療資訊的有效管理外，成本方面的經濟因素也是資訊化的優勢，對於核子醫學科而言，影像數位化早在 90 年代就已經全面達到，藉由 interfile 3.3 的影像格式，可以進行跨平台的相互傳遞。也就是說，透過 interfile 的方式可以將影像傳到不同的作業系統中顯示並分析處理影像。因此對核子醫學科而言，PACS 的建構已不是問題的所在，PACS 的建立目的不僅是跨平台的影像傳遞，而是利用影像的數位化來聯結醫療的資訊系統 HIS (History information System)，因此相關的管理作業系統的發展，就必須要隨之建立。

常見的 RIS (Radiology Information System) 是以放射診斷部門為主的資訊作業系統，由於放射診斷的影像與設備，以及排程作業與報告產生的方式比較單純，因此

99年8月14日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：杜高瑩

住址：北市中山北路二段92號4F 核子醫學科

電話：02-25433535分機2299

電子信箱：kenny@ms2.mmh.org.tw

對於作業方式比較複雜的核子醫學科而言。無法完全移植使用，所以建置一套專屬核子醫學資訊系統 NMIS (Nuclear Medicine Information System) 是因應資訊化的必然發展趨勢。

因此一套完整的核醫作業系統必須包括：報到排程作業、影像品管作業、醫師報告繕寫作業、報告查詢作業、統計分析管理作業、藥劑管理作業、輻射安全作業、免疫分析報告作業等等。正因為核子醫學是一個整合性的團隊作業，所以會連結 PACS、HIS，以及 LIS 三個系統，由此可知，系統的建置是一個十分龐大的工程。本文將以馬偕醫院核子醫學科的資訊管理系統的設計與實際建置的成果，分享給有意建構核醫作業系統的部門參考。

建構方法與步驟

設計一套作業系統，初期的規劃是最重要的，大致上可分三個步驟：第一是系統建構的目的與範圍，一個新的系統要取代原有的系統，最主要目的是要改進原本的作業模式，提供更快速且方便的程序，對於期望達到的目標必須要明確的，可行性的，因此事先的資料收集以及相關單位的配合是很重要的，例如資料格式的選擇，各個資料欄位名稱，資料本身的長度大小，都必需與資訊單位討論。第二，規劃完成後，開始進程式編寫與測試，一個有經驗的設計者，會以區塊的方式來進行。通常在這一個階段較費時，因為所有的程式不會一次到位，必須不斷的 try and error 的反覆進行，直到正確為止。第三，正式上線階段千萬要有緩衝時間，也就是說新舊系統必須要並行使用至少一個月以上，等到問題減少到預期的程度時，才可以停止舊系統以新系統完全取代。基於上述的三個原則，我們以馬偕醫院核子醫學科開發 NMIS 的過程來舉例說明。

NMIS 主要的目的在於整合日常的作業，以提昇效率為其最終的目的，首先就核子醫學科的常規作業為基礎，依作業的屬性區分為幾個區塊（如登記報到系統，影像及品管系統、報告系統、查詢系統、統計管理系統等）分別詳列內容，然後再考量相互間的關連性並設法將其聯結，也就是說，藉由資料庫的共通特性來達到系統與系統之間的整合目的。

為了配合院方的資訊系統，資料庫的選用 SQL server 2005，作業系統為 win2003 server，開發系統的軟體採用 DALPHA 5.0，硬體架構為 dual-core intel 3.0 Ghz Xeon CPU，4 GB DDR RAM，2 TB fixed Disk (RAID

5)，系統的規劃首先必須要有清楚的架構，核醫作業系統是包括所有的常規作業，因此在設計規劃上，比較適合使用區塊式設計的方式來進行，因此在區塊規劃上，我們分為下列幾個部份：

1. 報到排程系統
2. 影像確認系統
3. 影像管理系統
4. 核醫科報告系統
5. 統計管理系統

1. 報到排程系統：

核醫造影作業從門診或病房醫師開立檢查申請單開始，在醫令系統就會產生一筆資料，當病患完成批價程序後，檢查申請記錄會產生一組 Access number，儲存於醫令系統中，此時於核醫科櫃台排程系統中，可以經由醫令系統中找到此項檢查記錄，下載登錄並寫入 PACS 的 worklist 伺服器資料庫中。因此排程系統主要是要進行 HIS 與 PACS 間的資料互換。（如 Fig. 1）

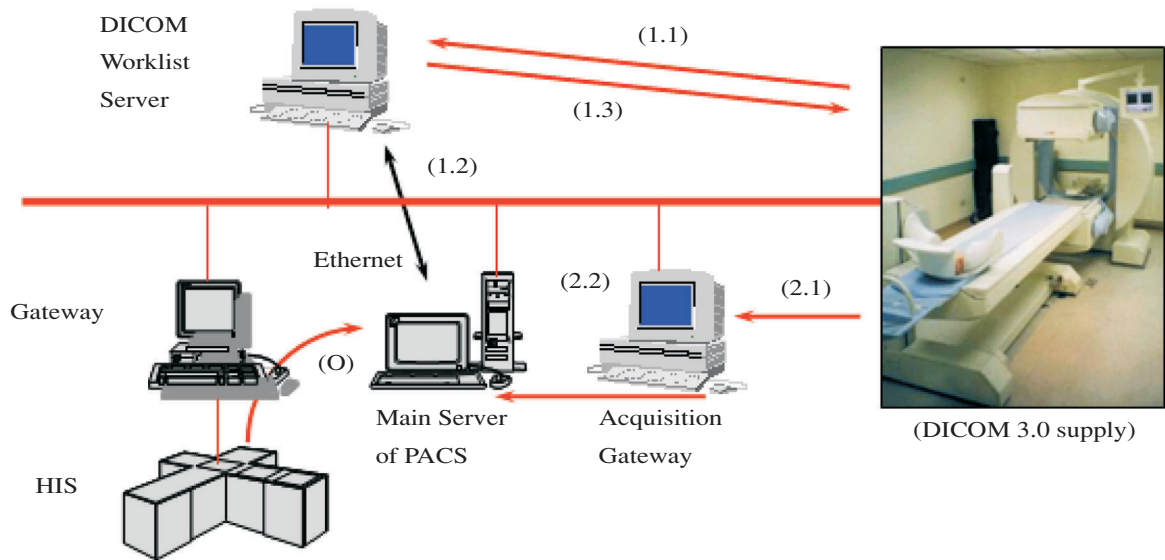
其次為報到系統，因為核子醫學造影檢查為預約式排程管理，受檢病人於檢查當天持相關證件到櫃台辦理登記報到，藉由報到系統可進行病人資料查核作業，由於核子醫學檢查為後請款的作業，醫收部份需完全檢查才可進行請款作業，除此之外，完成報到作業的醫令資料，會將部份的資料寫入 worklist 伺服器中，如病人的病歷號碼、姓名、檢查碼以及 Access number 等等，而設備端可透過網路從 worklist 伺服器中下載所需的資料，如此一來，除了可避免因人員輸入造成的錯誤，而且可以連結 PACS 的影像資料，進而提供快速且便捷的管理功能。

2. 影像確認系統

影像確認系統主要是 PACS 端的管理，當病人完成報到後，基本資料會透過 worklist 傳送到設備端，造影檢查時相關的資料會連同影像資料寫入 DICOM (4) 中，由於核醫影像大多需要後處理，基於影像品管的原則，在上傳 PACS 之前須有兩人以上的簽核，確認無誤之後才送到 PACS 系統。如此一來，除了完成影像品管的目的外，對於將來要實施的電子簽章以及評鑑所要求的品質管理皆可適切的達到要求。

3. 影像管理系統

櫃台作業除了排程及報到作業外，最常碰到的就是



1. 當開立或簽收病患醫囑時，病患基本資料即事先下傳至 PACS 資料庫。
2. 當操作員在輸入病患代號時，(1.1) 影像設備即以 DICOM Worklist 方式向 Worklist Server 查詢病患資料，(1.2) Server 由 PACS 資料庫取得病患資料，(1.3) 並傳回完整資料供操作員選取及確認所需資料。
3. 當檢查完成時，(2.1) 新產生的影像將自動以 DICOM Storage 方式傳送給擷像工作站 (Acquisition Gateway)，(2.2) 再轉送 PACS 主機儲存。

Fig. 1 HIS 與 PACS 資訊傳輸方式

報告的查詢或是影像結果的相關查詢作業，因此，影像管理系統主要是提供報告與影像結果的查詢作業，因為系統設計之初，我們將所需的資料加入時間序的欄位，如此可以記錄資料形成的過程，同時加入相關的資料庫以提供櫃台人員作業（如開單醫師、開單時間、項目、報到日期、影像完成日、報告醫師、報告完成日期等等）。除此之外，影像管理系統亦可單獨列印報告以及影像，對於病人的報告查詢以及影像拷貝可以提供即時性的服務。

4. 核醫科報告系統

報告系統的設計，要符合報告書寫者的需求也就是說應該以核醫科醫師的需要來設計，因此報告系統除了文字輸入的部份外，還必須要兼顧影像的顯示，因此一個完整的報告系統，應該提供病歷資料，該次檢查的影像，其他相關的臨床資料（包括血液、生化、其他臨床檢查影像等），以及前次檢查的影像及結果查詢。總而言之，就是要多方呈現病人的相關臨床資訊，以便於核醫科醫師報告的書寫。

5. 統計管理系統

對於管理者而言，能夠即時掌握資訊是一件十分重要的事，統計管理系統對於各項指標如病人等候時間、報告完成時間、影像完成時間、業務量等等，能夠提供即時性且正確的訊息。管理者可以依據統計結果適時的調整排程，降低病患等候的時間，即時監控影像完成的進度以及報告完成的指標，對於成本的控管（如核醫藥劑的使用統計），或者是醫收的查核（藉由業務量的統計）來評估核醫科的發展方向。

結果與討論

NMIS 原先的設計僅是想改善核醫的報告系統以及配合 Mini-PACS (5) 來改進既有的檔案管理，因此由 Fig. 2 核醫科現行報告系統流程改變為 Fig. 3 改善後的核醫報告系統流程。就作業的流程改善整合 Hard copy 以及檔案管理，設計一個報告作業系統來取代。結果原本的 Hard copy 部份因數位化的關係，完成的無片的目標，原本檔案室的功能，逐漸被 mini-PACS 所取代。

有了報告作業系統之後，NMIS 的設計規劃便以此

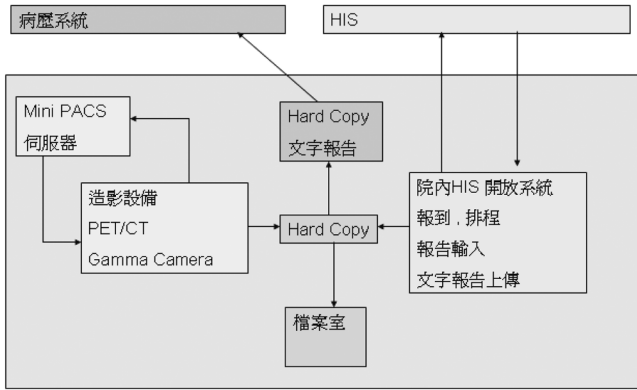


Fig. 2 現行報告系統作業流程

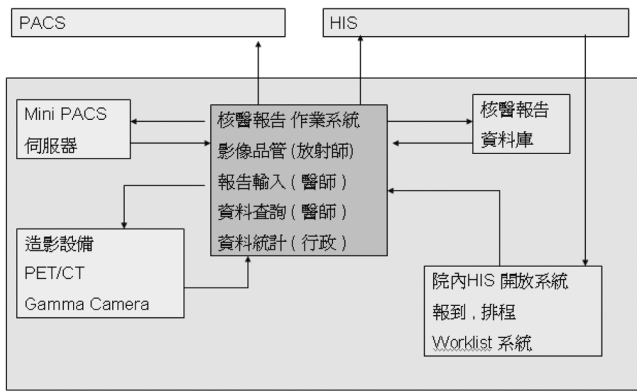


Fig. 3 改善後報告系統作業流程

為基礎，開始往精緻目標設計，如 Fig. 4，核子醫學科作業系統開始進行區塊整合的工作。首先，將主系統分成 5 個區塊，依序先完成影像確認系統、影像管理系統、統計管理系統，而報告系統以及排程報到系統因資料庫與 HIS 有複寫的因素，所以列為第二期規劃（如 Fig. 5）。同時，因為醫院的屬性，我們也完成了台北院區與淡水院區之間的跨院區連結（如 Fig. 6）。

就目前的 NMIS 建構的成果（如 Fig. 7~12），已經進行完成第二階段的架構，除了排程部份仍有因資料轉換的時間差而導致無法即時呈現資料外，不過可以輸入方式補救，大部份已進入實際作業的階段。2010 年 1 月新竹院區新成立核子醫學科，亦依照台北院區與淡水院區模式，加入主系統中，也就是說，三個院區的核子醫學科作業系統已完成整合，在排程上可立即查詢彼此狀況，可以相互提供支援，對跨院區就診的民眾，可藉由系統的傳輸提供遠距醫療的效果，以管理者而言，整合性的作業系統讓遠距監控的目標順利的達成。

NMIS 建制現況

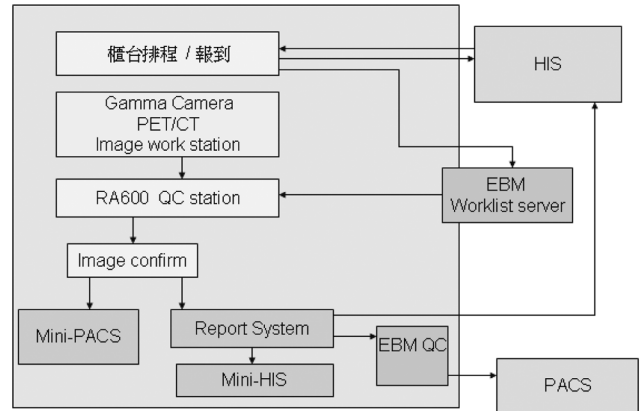


Fig. 4 NMIS 第一階段設置

NMIS 建制(第二階段)

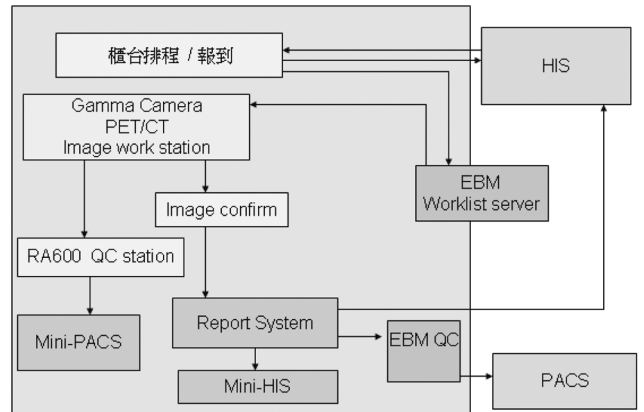


Fig. 5 NMIS 第二階段設置

跨院區的傳輸

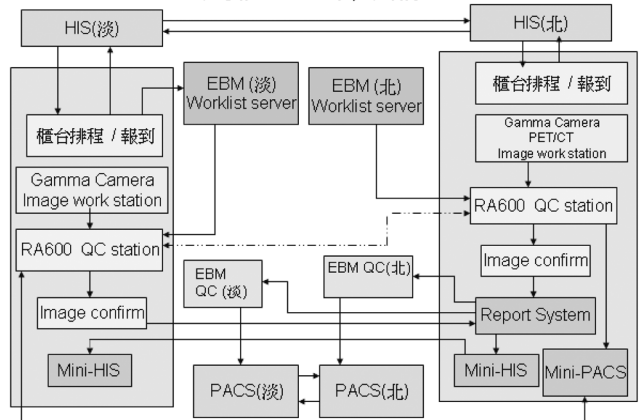


Fig. 6 遠距傳輸架構設計

NMIS建制現況



Fig. 7 NMIS 主畫面



Fig. 8 NMIS 作業選單



Fig. 9 影像綜合查詢作業

NMIS 接下來還要加入資料庫系統與輻射藥物管理系統，另外對於輻射防護業務以及免疫分析作業系統也將陸續並入，甚至於資訊透明化，電子看版（衛教資訊）等都是在未來規劃當中。如此一來，NMIS 才可算是完

整的專屬核醫的資訊系統，也待我們後續的努力。

結 論

NMIS 是一個定制化的作業系統，原因在於各家醫



Fig. 10 影像確認作業

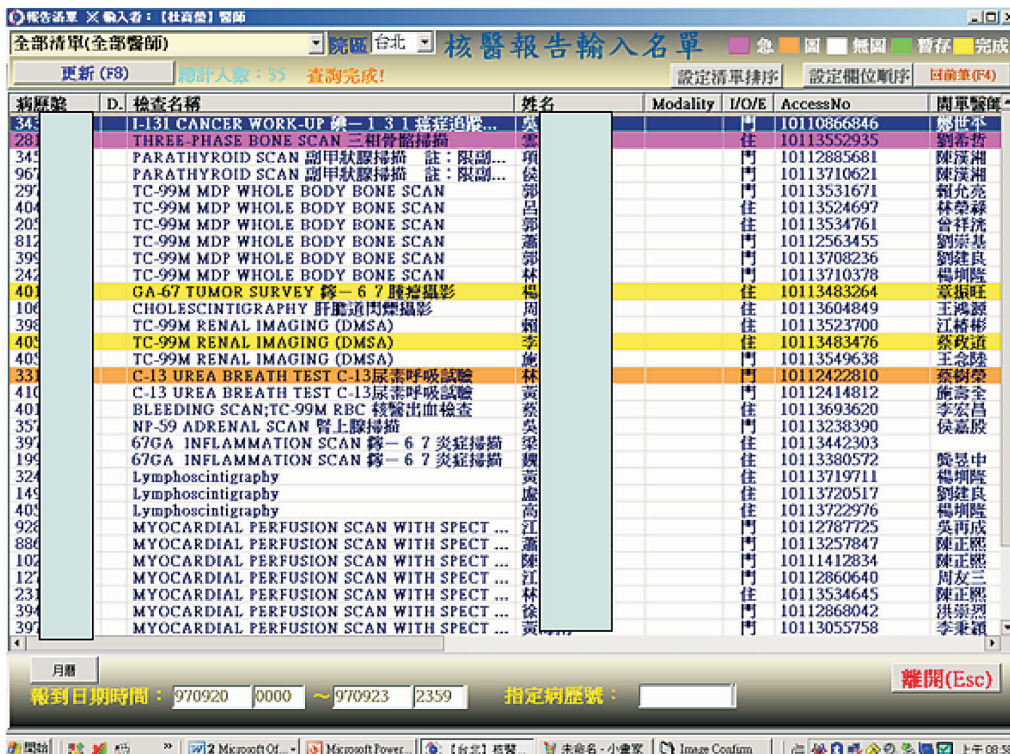


Fig. 11 報告作業系統 (1)

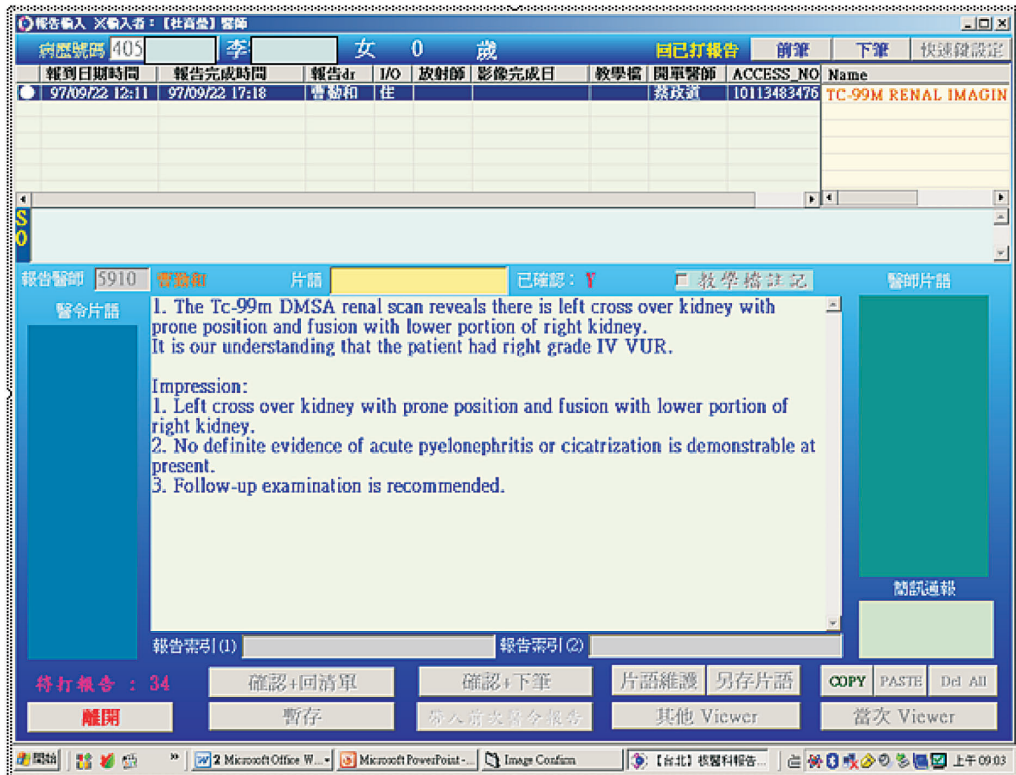


Fig. 11 報告作業系統 (2)



Fig. 12 統計管理作業系統

院的資訊系統都不一樣，而且核子醫學科的規模與特性都不相同，所以要建置一個 NMIS 是要依不同的狀況來規劃，因此對於整體規劃的重要性是十分重要。NMIS 是一個新的作業模式，不同於 RIS 的設計，甚至比 RIS 還要複雜許多，一般的 PACS 廠商或 HIS 廠商皆不了解核子醫學的作業模式，往往會依 RIS 的模式來修改套用。結果總是覺得缺少了些東西，因此建議有意建構 NMIS 的部門，先計劃好你要的東西，然後依計劃要求廠商配合設計作業系統。如此才不會花了冤枉錢又得不到效果。

參考資料

1. Breant, C.M., Taira, R.K., and Huang, H.K. "Interfacing Aspects Between the PACS, RIS, and HIS", *J. Digital Imaging*, Vol. 6, 1993, p.88-94.
2. Wong, S.T.C., and Huang, H.K. "Medical Image Database, Special Issue, Editorial", *J. Comput. Med. Imaging Graphics*, Vol. 20, No. 4, 1996, p.187-188.
3. Wong, S.T.C., and Huang, H.K. "Design Methods and Architectural Issues of Integrated Medical Image Database Systems", *J. Comput. Med. Imaging Graphics*, Vol. 20, No. 4, 1996, p.285-299.
4. De Valk, J.P.J. "Integrated Diagnostic Imaging- Digital PACS in Medicine", New York Ellis. Horwood, 1993.
5. Hindel, R., Ed. "Implementation of the DICOM 3.0 Standard", Oak Brook, IL; Radiological Society of North America, 1994.
6. Huang, H.K. "PACS-Picture Archiving and Communication Systems in Biomedical Imaging", New York: VCH/Wiley, 1996.
7. F. Bitter, B.A. Bitter, R. Weller, L. Almasi, E. Mate and W.E. Adam, "A Nuclear medicine PACS AND RIS", *Picture Archiving and Communication System (PACS) in Medicine*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1991, p.351-356.

Design and development of the Nuclear Medicine Information System

Kao-yin Tu¹, Kuang-yu Liu²

¹Nuclear medicine department, Mackay memorial hospital

²Unimax Co, Ltd.

Abstract

Background: Since PACS (picture archive communication system) extensive image department in the hospital of use, the information-based management of the medical image becomes very important. The regular procedure of the nuclear medical department is different to x-ray diagnosing department, it is unable to use RIS (Radiology information system) to manage. According to this reason that it is very important to design one set with the medical information system of the Nuclear medicine departments.

Methods: Design a set of operating systems, the planning in initial stage is the most important. It can roughly divide three steps: (1) Building purpose and range constructed must systematically. (2) After planning to finish, begin to enter conduct procedure writing and test. An experienced designer will go on by way of block. It is usually relatively time-consuming at this stage, because all procedures will not put in place once, the going on repeatedly of try and error that must be constant until correct. (3) Stage must buffer time to reach the standard grade formally, that is to say the new or old system must run side by side and use the above in at least one month. It can stop the old system to totally replace with the new system when the bug is reduced until 20%.

According to the step above, we build the course of constructing NMIS to illustrate with examples with the Mackay memorial hospital (MMH) nuclear medicine department as follows: On the basic with the MMH system, the exertion of the database adopts SQL server 2005. The operating system is win 2003 server, develop the systematic software and adopt DALPHA 5.0. The hardware structure is dual-core Intel 3.0 Ghz Xeon CPU, 4 GB DDR RAM, 2 TB fixed Disk (RAID 5). The NMIS was designed include five parts: (1) Register and arrange system, (2) the image confirms system, (3) Administrative system, (4) Report the system, (5) Count the administrative system.

Results and discuss: NMIS reaches the standard grade so far partly since January of 2008 has had apparent effects already. When the image was finished, the radiologist will upload to PACS after 2 stepes of images are confirmed. In addition, the administrative personnel of the counter can inquire about the characters and image result directly immediately with the system, transfer and read the time of the old film sparingly. In report system, except in image of checking at time can transfer and read this patient's other medical images to consult at the same time. It can increase the accuracy of the report. NMIS for administrator can offer many manage indicator, such as registration time, the report accomplishment date, and patient waiting time. This information can support the administrator to get the information in time.

Conclusion: Development and planning of NMUS must be globosity. This text plans to explain in concept only on the systematic design and with the achievement of the real construction, share to nuclear medicine department, and offer the reference of planning NMIS in the future.

Key words: PACS, system combination, NMIS

J Nucl Med Tech 2010;7:43-51

Received 8/14/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Kao-Yin Tu

Address: 4F, No. 92, Sec. 2, Chung San North Rd., Taipei Taiwan.

Tel: (886) 2-25433535 ext. 2299

E-mail: kenny@ms2.mmh.org.tw

骨質疏鬆患者對 Tc-99m MDP 骨骼掃描攝取之影響

錢信德^{1,2} 賴佳玟¹ 陳雅鳳¹ 蘇振隆² 蔡雅茹¹ 蕭聿謙¹

¹板橋亞東紀念醫院醫院 放射部核子醫學科

²私立中原大學 生物醫學研究所

摘要

隨著人口老化數據增加，未來骨質疏鬆症將更普遍。而本篇研究主要是想了解骨質疏鬆對 ^{99m}Tc- MDP 攝取之影響，進而影響骨骼掃描（以下簡稱 Bone scan）影像的品質。由於 Bone scan 的受檢者可能由於體重、腎功能、注入 ^{99m}Tc- MDP 後是否配合大量攝取水分、^{99m}Tc- MDP 的劑量等因素，影響受檢結果，所以無法直接證明二者的相關性。所以，本次研究採用自體左右腕關節比值排除以上所述的變數，藉以了解骨質疏鬆對 ^{99m}Tc- MDP 攝取之影響。Bone scan 的作用原理是利用骨骼對放射性同位素示蹤劑（以下簡稱 tracer）的攝取取決於骨骼代謝率、局部血流量和交感神經活性。病人由靜脈注入 ^{99m}Tc- MDP 後，通過化學吸附方式與羧基磷灰石晶體表面結合，或通過有機基質結合方式與未成熟的胺原直接結合，使骨骼聚集 tracer 而顯影。當骨骼內鈣含量增高、局部血流量增加、造骨細胞活躍和新骨形成時，可較正常骨聚集更多的 tracer，呈現異常的放射性聚集或增高區域；當骨組織血流量減少或由於某些骨質異常細胞分泌一種肽，作用於破骨細胞產生溶骨時，則 tracer 聚集減少，形成放射性缺損或減低的區域。本次研究將收集接受過骨質密度測量（以下簡稱 BMD）同時接受過 Bone scan 的患者，排除腰椎有壓迫性骨折或打骨釘的受檢者，還有腕關節有做過人工置換關節手術者。將二項檢查的左右腕關節比值用 SPSS 作分析。分析方法為無母數分析中的 Spearman correction，分析結果 Correlation Coefficient 為 0.729，我們使用散佈圖來呈現骨質密度測量及全身性骨掃描的相關性。結果發現此二組數據呈現正相關，並且有顯著差異性（ $p = 0.017$ ）。經由以上的結

果，我們認為骨質疏鬆症應該為影響 Bone scan 影像品質的因素之一。而本次研究方法可將以上可變因素排除，針對骨質疏鬆者與 ^{99m}Tc- MDP 的攝取相關性作研究。得到一個正相關的有效數據。

關鍵詞：^{99m}Tc- MDP，骨骼掃描，骨質密度，骨質疏鬆

核醫技學誌2010;7:53-58

前言

骨骼掃描的作用原理是利用骨骼對放射性同位素示蹤劑（以下簡稱 tracer）的攝取，而骨骼對 tracer 的攝取又取決於骨骼代謝率、局部血流量和交感神經活性[1]。病人由靜脈注入 ^{99m}Tc- MDP 後，通過化學吸附方式與羧基磷灰石晶體表面結合，或通過有機基質結合方式與未成熟的胺原直接結合，使骨骼聚集 tracer 而顯影。

而骨質疏鬆症是一種「骨質減少之症候群」，由於骨質與骨小樑的減少，導致骨骼易脆及斷裂。臨床上骨質疏鬆症會導致骨折及併發症，尤其常見者為脊椎、手腕及腕骨三處[2]。由於生理結構不同及青春期骨質成長高峰的差異性，男性平均骨質密度、質量、體積一般均高於同年齡女性[3]。而女性在停經階段又出現骨質快速流失現象，導致骨質疏鬆症明顯增加[4-6]。而本次研究取樣之樣本均為 50 歲以上在停經階段的婦女或 60 歲以上的男性，符合以上文獻的論述。

骨骼對放射性同位素示蹤劑的攝取取決於骨骼代謝率、局部血流量和交感神經活性。病人由靜脈注入 ^{99m}Tc- MDP 後，通過化學吸附方式與羧基磷灰石晶體表面結合，或通過有機基質結合方式與未成熟的胺原直接結合，使骨頭聚集放射性同位素示蹤劑而顯影。當骨骼內鈣含量增高、局部血流量增加、成骨細胞活躍和新骨形成時，可較正常骨聚集更多的放射性同位素示蹤劑，呈

99年5月18日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：錢信德

住址：台北縣板橋市南雅南路二段21號 板橋亞東紀念醫院 放射部核子醫學科

電話：02-89667000分機1223

電子信箱：chian914@mail.femh.org.tw

現異常的放射性聚集或增高區域；當骨組織血流量減少或由於某些骨質異常細胞分泌一種肽，作用於破骨細胞產生溶骨時，則放射性同位素示蹤劑聚集減少，形成放射性缺損或減低的區域[7]。而本篇研究主要是想了解骨質疏鬆對 ^{99m}Tc -MDP 攝取之影響，間接影響到骨骼掃描（以下簡稱 Bone scan）影像的品質。

材料與方法

全身性骨骼掃描的受檢者可能由於體重、腎功能、注入 ^{99m}Tc -MDP 後是否配合大量攝取水分、 ^{99m}Tc -MDP 的劑量等因素，影響受檢結果[8]。骨質疏鬆對 ^{99m}Tc -MDP 攝取之影響因為有以上這些因素所以無法直接評估其相關性。此種問題在電腦斷層建立斑塊型態分析的閾值 (threshold) 上有類似的問題，由於不同電腦斷層機型、不同廠牌的顯影劑，甚至於不同體型的人都會有 CT 密度的差異，所以對於建立斑塊型態分析的閾值上有困難。

2006 年學者 Bernard Sze-Piaw Chin 提出用自體血管的電腦斷層密度作基準值去評估冠狀動脈內的血液流量，藉以達到評估該病患是否為急性冠狀動脈症候群的高危險群的方法[9]。簡單的說，此方法就是利用自體血管顯影劑的比值去做心血管狹窄型態分析，排除掉不同人、事、時、地、物所帶來的影響。而本次研究將以此方法為基礎，排除上述可變因素，針對骨質疏鬆者與 ^{99m}Tc -MDP 的攝取相關性作研究。了解骨質疏鬆對 ^{99m}Tc -MDP 攝取之影響。

本次研究將收集接受過二側髖關節同時接受過骨質密度測量，並於半年內接受過全身性骨骼掃描的受檢者為樣本。取樣對象排除腰椎有壓迫性骨折或打骨釘的受檢者，還有髖關節有做過人工置換關節手術者。因為打骨釘或人工置換關節樣本無法評估其骨質疏鬆的程度亦無法取得本次研究所需要左右髖關節的骨密度值。

骨質密度測量儀器機型為雙能量 X 光骨吸收儀 (DXA)，廠牌為 GE，每日開機後均經假體校正，以確認檢查數據的正確性。取樣樣本也必須接受過全身性骨骼掃描，儀器機型為雙探頭伽瑪閃爍偵測器 (E-CAM)，廠牌為西門子。每位受檢者均接受 ^{99m}Tc -MDP 的放射性同位素示蹤劑，其活度為 25 mCi，打完藥後四小時接受雙探頭伽瑪閃爍偵測器收伽瑪光子；每一位受檢者都會衛教請他喝約 1000 C.C 的水，以減少軟組織內對 ^{99m}Tc -MDP 的攝取，減少背景雜訊。

結 果

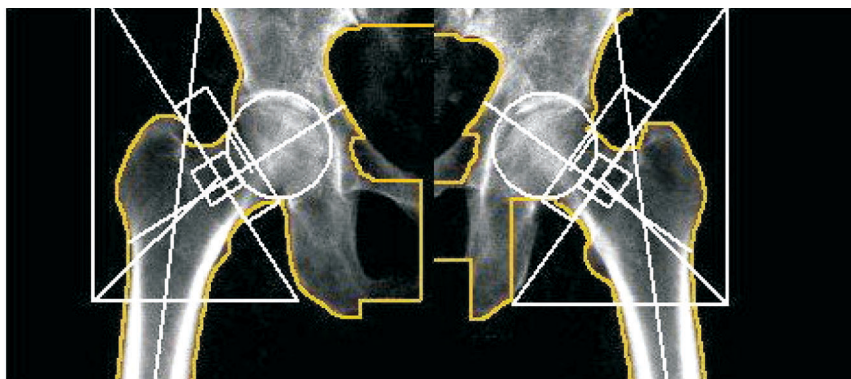
本次研究為回溯性研究。取樣對象為亞東醫院病患，我們利用院內 PACS 搜尋 2007 年 1 月 1 日-2009 年 12 月 31 日之間的資料庫，找到接受過左右髖關節骨質密度測量及半年內有接受過全身性骨掃描的受檢者，排除腰椎有壓迫性骨折或打骨釘的受檢者，還有髖關節有做過人工置換關節手術者。樣本數總共為 10 名，我們依照 GE DXA 分析軟體取得每一名受檢者左右髖關節骨質密度值 (Figure 1)，分析樣本的基本資料為男性 4 名，女性 6 名，平均年齡為 69 歲，左邊股骨頭的 T-SCORE 平均值為 -1.16 ，右邊股骨頭的 T-SCORE 平均值為 -1.05 ，左邊骨密度平均值為 0.8229 ，右邊骨密度平均值為 0.8114 。同時我們將骨骼掃描的資料用西門子後處理工作站 (ICON P1) 以同樣大小的 Pixel 面積 ROI 左右髖關節 (Figure 2) 取得該範圍的計數值。

我們想了解骨質疏鬆與全身性骨掃描之相關性，所以我們將左右髖關節的骨密度的比值與左右髖關節同樣 Pixel 面積內的計數比值，二項檢查的左右髖關節比值用 SPSS 12.0 版分析軟體作分析。分析方法為無母數分析中的 Spearman correction，分析結果如 (Table 1) Correlation Coefficient 為 0.729 ，我們使用散佈圖來呈現骨質密度測量及全身性骨掃描的相關性 (Figure 3)。結果發現此二組數據之比值呈現正相關，並且有顯著差異性 ($p = 0.017$)。

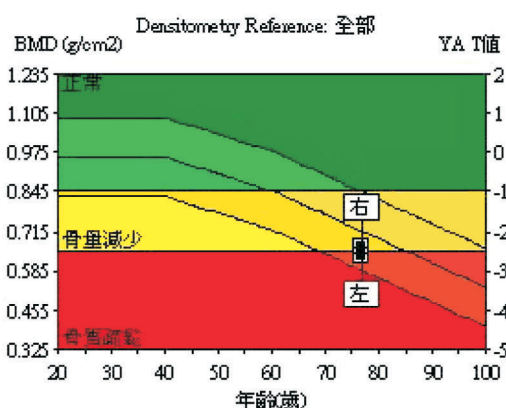
討 論

由於此次研究是我們利用院內 PACS 搜尋 2007 年 1 月 1 日-2009 年 12 月 31 日之間的資料庫，找到接受過左右髖關節骨質密度測量及半年內有接受過全身性骨掃描的受檢者，而目前本院骨質密度測量檢查也沒有再同時做二側髖關節，所以可用樣本數不多。但是，經由以上樣本分析的結果，我們仍然認為骨質疏鬆症應該為影響 Bone scan 影像品質的因素之一。

本次研究我們發現骨質疏鬆症與 ^{99m}Tc -MDP 的攝取之間是有正相關性。其中有二名樣本為骨質密度檢查結果為正常值之樣本（右邊股骨頭的 T-SCORE 平均值為 0.5 ，左邊髖關節 T-SCORE 平均值為 0.7 ），一名樣本為右邊髖關節正常，左邊稍低於同年齡之正常值但尚未達到骨量不足（右邊股骨頭的 T-SCORE 為 0.9 ，左邊髖關節 T-SCORE 為 -0.4 ），其餘樣本均為骨質疏鬆嚴重或骨量不足的受檢者。由結果發現骨質疏鬆嚴重者 (Osteoporosis: T-SCORE < -2.5) 的受檢者與全身性骨掃描

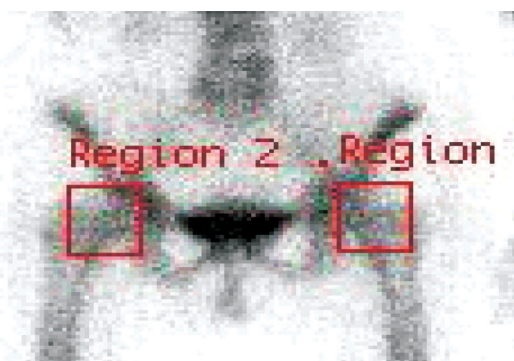


影像不用作診斷



區域	骨密度 ¹ (g/cm ²)	年輕的成年人 ^{2,7} T-值評分	與同年齡正常人群 ³ Z-值評分
頸			
左	0.550	-3.2	-0.8
右	0.557	-3.1	-0.7
均值	0.553	-3.1	-0.7
差別	0.006	0.1	0.1
全部			
左	0.635	-2.6	-0.6
右	0.663	-2.4	-0.4
均值	0.649	-2.5	-0.5
差別	0.028	0.2	0.2

Figure 1 為 GE DXA 分析軟體分析左右髖關節骨質密度值並取得左右髖關節的骨密度值之報告之示意圖。



	Counts	Pixels
Region 1	19563	621
Region 2	20174	621

Figure 2 為骨骼掃描的 data 用西門子後處理工作站 ROI 左右髖關節，以同樣 Pixel 面積計數面積內的計數值之示意圖。

相關性較高，骨質密度骨量不足 (Osteopenia: $-1 < T\text{-SCORE} < -2.5$) 的受檢者與全身性骨掃描相關性較不明顯；推估其可能性為骨骼掃描可以比 X 光攝影提前 3 至 6 個月，甚至更長時間做出診斷。其機制可能是因為 X 光攝影診斷骨腫瘤的基礎是骨小樑的被破壞而引起骨骼

脫鈣，密度降低，而且只有當脫鈣區大於 1.5 cm 以上，脫鈣量超過 50% -75% 時，方能被 X 光攝影顯示[7]。因此，^{99m}Tc- MDP 骨骼掃描也許提早反映了該樣本骨質疏鬆情形。當然，此一假設需後續追蹤樣本的骨密度值才能證實。

Table 1 經由 spss12.0 版分析軟體將此次樣本左右髖關節的骨密度的比值與左右髖關節同樣 Pixel 面積內的計數比值做分析，所得結果 Correlation coefficient: Spearman = 0.729 (p = 0.017)

Correlations				
		bmd		count
Kendall's tau_b	bmd	Correlation Coefficient	1.000	.584*
		Sig. (2-tailed)	.	.020
		N	10	10
	count	Correlation Coefficient	.584*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.020	.
		N	10	10
Spearman's rho	bmd	Correlation Coefficient	1.000	.729*
		Sig. (2-tailed)	.	.017
		N	10	10
	count	Correlation Coefficient	.729*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.017	.
		N	10	10

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

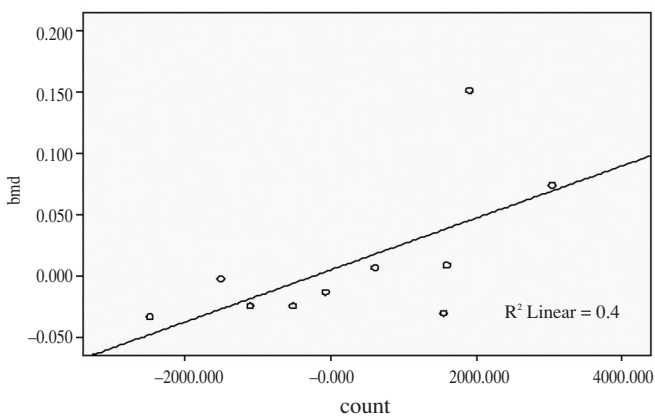


Figure 3 經由 spss12.0 版分析軟體將骨質密度測量檢查 (Y 軸) 與全身性骨骼掃描 (X 軸) 做相關性的散佈圖。

另外，針對 bone scan ROI 左右髖關節的範圍涵括了背景區域，是否會影響比較結果，我們認為由於是左右髖關節計數值的比值與左右髖關節骨密度值得比值相比，應該影響不大。不過也許在未來的研究中，我們可以更深入探討此一變數的影響程度。最後，本次研究為回朔式研究，故樣本數 (n = 10) 稍嫌不足，未來也許可以以此方法收集更多的數據來證明此一結果。

結 論

本次研究我們發現骨質疏鬆症與 ^{99m}Tc- MDP 的攝取之間是有相關性。而由以上的結果，我們合理的認為骨質疏鬆症應該為影響 Bone scan 影像品質的因素之一。之前的相關研究因骨骼掃描的影像品質可能由於體重、腎功能、注入 ^{99m}Tc- MDP 後是否配合大量攝取水分、^{99m}Tc- MDP 的劑量等因素，影響受檢結果，所以無法直接證明二者的相關性。而此次研究經由自體二側髖關節二項檢查的比值將以上可變因素排除，針對骨質疏鬆者與 ^{99m}Tc- MDP 的攝取相關性作研究。得到一個正相關的有效數據 Spearman = 0.729 (p = 0.017)。惟本次研究為回朔式研究，故樣本數 (n = 10) 稍嫌不足。未來也許可以以此方法收集更多的數據來證明此一結果。

參考文獻

1. 王復維等。南臺灣健檢男性的髖骨密度調查及相關因素分析。Tw Fam Med Res 2006 Vol. 4 No. 1.
2. 林文彬。骨質疏鬆與鈣。台灣中醫臨床醫學雜誌 2005:11(2)。
3. Looker AC, Orwoll ES, Johnston CC. Prevalence of low femoral bone density in older US adults from NHANES

- III. J Bone Miner Res 1997;12:1761-8.
4. Wingate MB. Postmenopausal osteoporosis: concern and costs in clinical management. J Med 1994;15:323-32.
 5. Lau EM, Suriwongpaisal P, Lee JK, et al. Risk factors for hip fracture in Asia women: The Asia osteoporosis study. J Bone Miner Res 2001;16:572-80.
 6. Baron JA, Farahmand BY, Weiderpass E, et al. Cigarette smoking, alcohol consumption, and risk of hip fracture in women. Arch Intern Med 2001;161:983-8.
 7. 房娜、張宇、崔新建。核醫骨掃描及 PET 顯像診斷骨轉移瘤的價值。齊魯醫學雜誌 February 2009, Vol. 24, No. 1。
 8. 吳志毅。基礎核醫造影技術學。合記圖書出版社 2004年：272-275。
 9. Bernard Sze-Piaw Chin. Vessel Density Ratio: A Novel Approach to Identify Culprit Coronary Lesion by Spiral Computed Tomography. J Comput Assist Tomogr, July/August 2006 Volume 30, Number 4.

The influence of Osteoporosis patient with ^{99m}Tc MDP Uptake by Bone Scan

Hsin-Te Chian^{1,2}, Chia-wen Lai¹, Ya-Huang Chen¹,
Jenn-Lung Su², Ya-Ju Tsai¹, Yu-Chien Shiau¹

¹*Department of Nuclear Medicine, Far Eastern Memorial Hospital*

²*Department of Biomedical Engineering, Chungyuan University*

Abstract

The uptake of radiopharmaceutical (tracer) ^{99m}Tc MDP within bone tissue is determined by bone metabolism, regional perfusion, and sympathetic activity. After the tracer was injected via vein into patient's body, the tracer will be taken up by chemisorption with calcium apatite, and make cortical bone visualized. Where cortical bone has more calcium, increased regional perfusion, active osteoblast, or new bone formation, the cortical bone shows more tracer uptake, more radioactivity, and hot area. Where cortical bone has less perfusion, or increased osteoclastic activity, the cortical bone shows decreased tracer uptake and photonpenic cold area.

The characteristics shown by ^{99m}Tc MDP bone scan are usually multiple and random. Single focal hot area is less frequently seen. The most frequently seen bone metastases are located over spine, ribs, pelvis, proximal femurs, and sternum. The prevalence of spinal metastases occurs in the order of lumbar spine, thoracic spine, sacrum, and cervical spine, respectively. What worth noticing is that bone metastasis favorite sites of proximal femurs and lumbar spine are also the favorite sites of osteoporosis.

In this study we enroll cases received both bone mineral densitometry (BMD) and ^{99m}Tc MDP bone scan. Patients with lumbar compression fracture, bone splint, and total hip replacement are excluded. The data of both studies are statistically analyzed with SPSS 12.0, by nonparametric Spearman correlation. The results show positive correlation between the two data sets, with statistical significance of $p = 0.017$.

By the results of this study, we conclude that osteoporosis is one of the factors which influence ^{99m}Tc MDP uptake in bone scan. Other factors may include body weight, renal function, patient's hydration, and the injected dose. By the methods used in this study, we excluded the above mentioned factors, and correlated osteoporosis and the uptake of ^{99m}Tc MDP. But because of the retrospective study and the limited case number ($n = 10$) in this study, we hope to include more case and more data for more consolidated conclusion in the near future.

Key word: ^{99m}Tc - MDP, BMD, BONE SCAN, Osteoporosis

J Nucl Med Tech 2010;7:53-58

Received 5/18/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Hsin-Te Chian

Address: 21, Nan-Ya S, Rd., Sec. 2 Ban-Chiao, Taipei, Taiwan

Tel: (886) 2-89667000 ext. 1223

E-mail: chian914@mail.femh.org.tw

上消化道鋇劑 X 光攝影對核醫胃排空檢查之影響—病例回顧

王寶英^{1,4} 陳建良² 陳輝墉^{1,3,4}

¹義大醫院 核子醫學科

²阮綜合醫院 核子醫學科

³義守大學 醫放系

⁴義守大學 資工系醫影組

摘要

受檢者因消化性胃潰瘍胃部排空困難，致使上消化道鋇劑 X 光攝影檢查所使用的鋇劑殘存於胃腔內，於二日後進行的核子醫學胃排空掃描影像中，形成罕見的胃體下方呈現水平狀的人工假影。

關鍵字：胃排空，鋇劑，人工假影

核醫技學誌2010;7:59-63

前言

相信“在 48 小時內曾接受過鋇劑放射線照影，可能暫時不宜進行核醫掃描，請先告知我們”類似的警語出現在每一家醫院的核醫科胃排空檢查衛教單上。因為我們知道可以阻擋 x-ray 的鋇劑對能量更低的 γ -ray (Tc-99m 能量僅為 140 keV) 所造成的影響更劇。但相信即便是在核醫工作多年的工作者（包括醫師及放射師）都不見得看見過或能清楚描述其影響。

當我們總是小心翼翼的依照規範進行受檢者各項診療檢查的同時，錯誤總只是文件上的警語與教條而已，然而，這些警語在最始之初卻是前輩們一樁樁刻苦銘心的痛（或者該說是驚嚇！）中累積出來的經驗。利用數位化資訊來建立文件以致放射師教學，是近十數年方普及的事，在紙筆文件中圖像經驗的流傳顯得困難許多，所以今日，分享此一病例經驗，希望規範不僅是紙上的

條文。

病例報告

此病例報告之受檢者為 78 歲女性，因消化性胃潰瘍住院，進行核醫科胃排空攝影檢查。按常規需作固態胃排空攝影，應將含放射性示蹤劑 ^{99m}Tc -phytate 加於蛋液中，煮熟後以吐司夾於其中，佐酸性果汁食用之，但因受檢者年邁無法配合，由於牛奶進入胃中與胃酸作用後會形成固態，故改以 ^{99m}Tc -phytate 加入牛奶為進行胃排空攝影檢查之示蹤劑。將 ^{99m}Tc -phytate 加入牛奶中混合後，請受檢者儘速飲用。飲用完畢後隨即收取 ^{99m}Tc -phytate 在受檢者胃部所呈現的影像，使用伽瑪閃爍攝影機為西門子 E. cam 及 e.soft 軟體，配備低能量高解析度平行孔準值儀，攝影時能窗峰值為 140 keV 寬度 15%，以 256×256 像素矩陣 (matrix size)。配合當日使用同一機台之其他受檢者受檢時間，此胃排空受檢者採機動時間採集其胃腸部位影像，共採集 210 分鐘 (3.5 小時)，利用該儀器配備之雙偵測頭同時採及受檢者腹部前後位影像 (圖一)。

在採集影像時發現受檢者胃體部下方影像呈水平，依影像判斷使胃部影像下方成水平狀的可能成因有：受檢者下腹部有足以阻擋 γ -ray 的物件未取下，或受檢者下腹部未完全含括於伽瑪攝影機有效照野範圍內，或伽瑪攝影機有所損壞。依上述可能原因進行檢視，確認受檢者腹部與伽瑪攝影機間無外物，且由後背位影像證實該影像確實已將胃部完全含括其中 (圖一箭頭 A)。確認執行無誤且當日之每日品管影像 (Daily QC) 合乎操作規範後繼續進行胃排空攝影，直至檢查結束。並於影像採集完成後以其腹部前後位影像之幾何平均 (Geometric mean) 進行時間活度分析 (圖三上)。

由影像及時間活度曲線可以發現，含 ^{99m}Tc -phytate

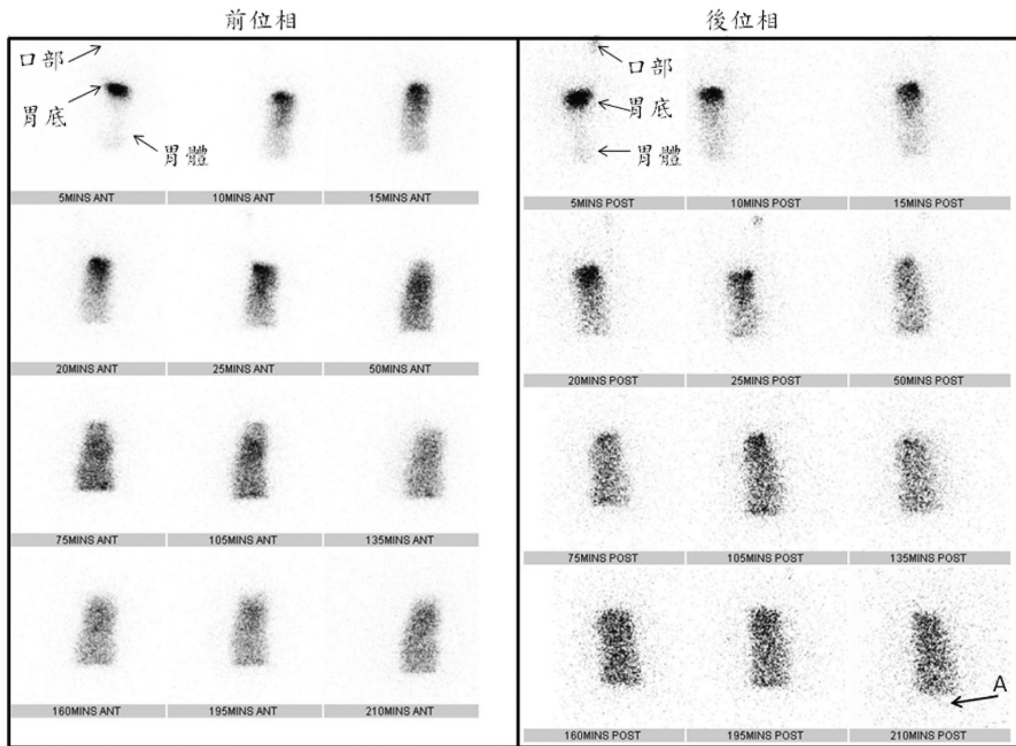
99年8月25日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：陳建良

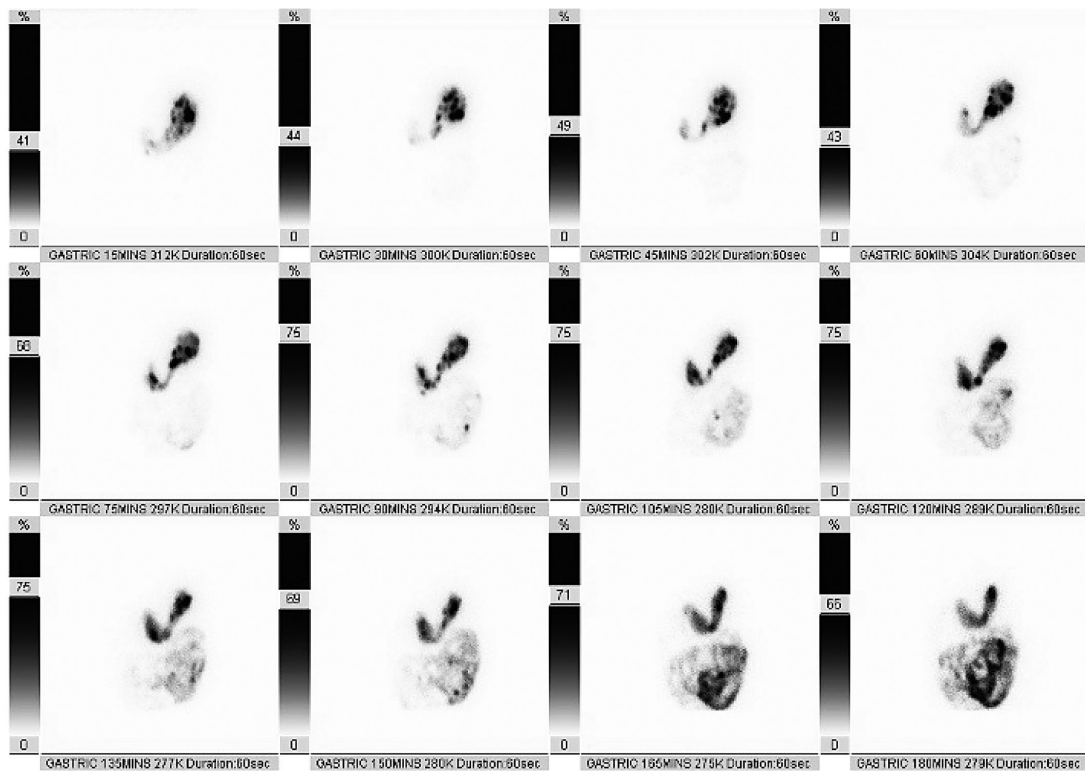
住址：高雄市苓雅區成功一路162號 阮綜合醫院 核子醫學科

電話：07-2692101

電子信箱：xbs1921_nuc@yuanhosp.com.tw



圖一 胃體下方呈現水平假影，箭頭 (A) 處顯示胃體並未低於 FOV 範圍



圖二 正常胃排空攝影影像

的食糜幾乎完全沒有通過幽門進入腸道，沉積在胃體部下方。

討論

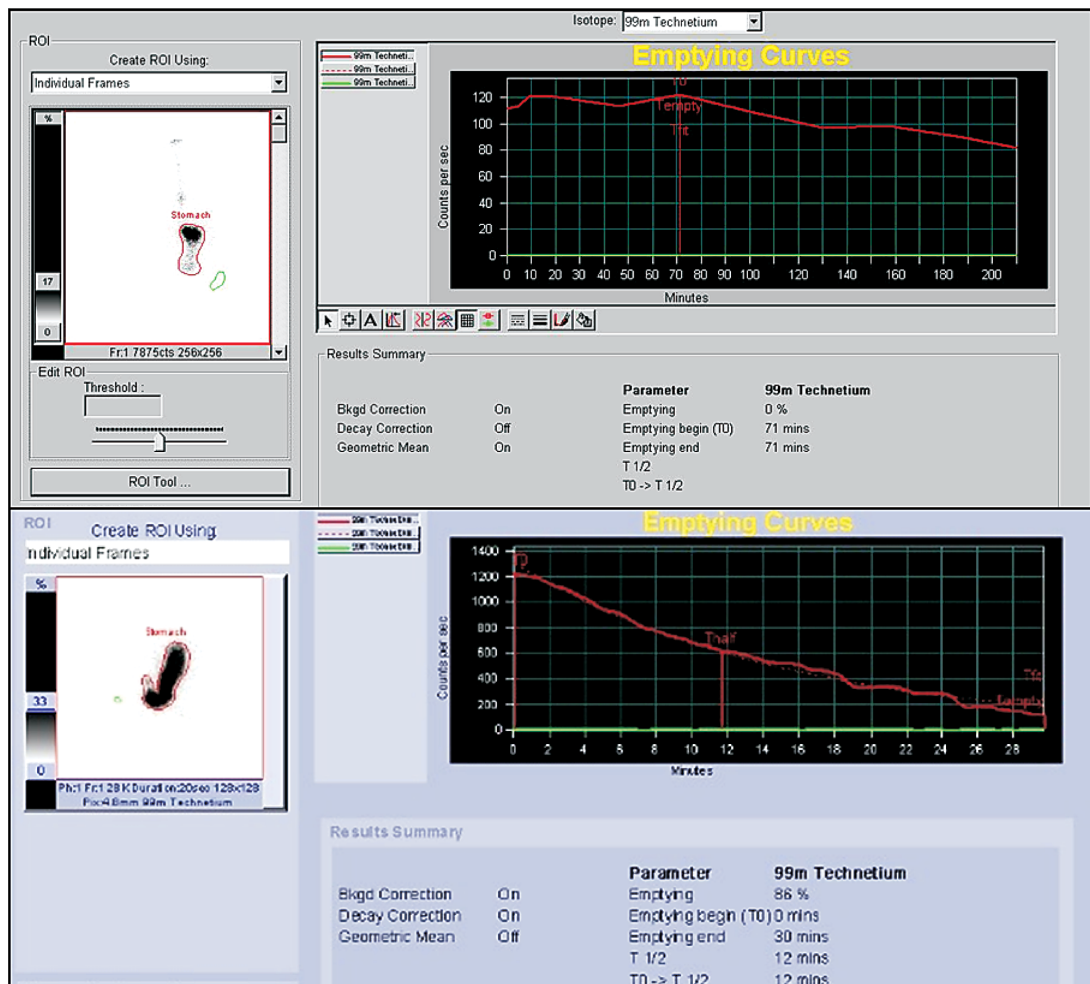
當受檢者抱怨吃完東西後胃很脹不舒服，此時醫生可能會幫受檢者安排上消化道鋇劑 X 光攝影檢查，或者照胃鏡，或者進行核醫科的胃排空攝影檢查，又或者需要精神科醫師專業的心理協助。上胃腸道鋇劑造影對構造上異常之診斷非常有幫助，但對胃之排空及蠕動的異常幫助不大，而核醫胃排空攝影雖無法提供良好的胃部結構影像，但依著胃部時間活度的變化，可以提供臨床醫師受檢者胃部固態及液態食物之排空情形及速率。

基於上述的原因，同一位受檢者有可能於短時間內進行上消化道鋇劑 X 光攝影檢查及核醫科的胃排空攝影檢查，雖然標準作業守則中已針對各項檢查的禁忌項目

作了規範，但若受檢者生理條件異常（幾乎無法排空）使鋇劑留存於胃腔中過久，未依一般生理排空時間之模式，或人為的疏忽，即可能造成核醫影像中出現人工假影。

由於此受檢者於二日前接受放射診斷科上消化道 X 光攝影檢查，但受檢者因無法將胃腔中鋇劑排至腸道，且執行核醫胃排空攝影時以站姿[1]進行，故收取影像時尚留存於胃腔中的鋇劑下沉於胃體部下方，使之進入胃腔含 ^{99m}Tc -phytate 的食糜被區隔於胃體上方及胃底部而形成胃部下方的水平假影。一般正常的胃排空影像（圖二）可以由時間的變化中看到 ^{99m}Tc -phytate 藉由食糜於胃消化蠕動逐漸由胃底（上方）流向胃體（下方）經由胃幽門至腸腔顯影（圖三下）。此病例於腸道位置完全無放射活度顯影。

能夠從異常事件中學習並累積經驗，是站在工作崗



圖三 胃排空攝影時間活度曲線（上圖：異常，下圖：正常）

位上每一位工作者難得的機會，於此病例中，我們可以學習到，在採集影像時是否隨時注意影像之異常，並及時歸納出應注意之事項（如：身體外部是否有異物存在？被照體是否完全於有效照野內？等），是否能夠找出造成假影的真正原因，以提供醫師診斷上的有效資訊，亦提供自己學習的機會。

References

1. Kevin J. Donohoe, Alan H. Maurer, Harvey A. Ziessman, Jean-Luc C. Urbain, Henry D. Royal, J. Martin-Comin, Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Gastric Emptying and Motility. Version 2.0, approved June 6, 2004

The Upper GI Series with the barium solution to influence of the Gastric Emptying Scan -A Case Report

Pao-Ying Wang^{1,4}, Chien-Liang Chen², Hue-Yong Chen^{1,3,4}

¹Department of Nuclear Medicine, E-DA Hospital, Kaohsiung, Taiwan.

²Department of Nuclear Medicine, Yuan's General Hospital, Kaohsiung, Taiwan

³Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, I-Shou University, Kaohsiung, Taiwan.

⁴Department of Information Engineering, I-Shou University, Kaohsiung, Taiwan.

Abstract

Gastrointestinal tract examination is a common problem in the daily practice. Computed tomography, endography, gastric emptying scan are used. The patient causes of the gastric emptying difficult, on the upper gastrointestinal tract inspection's barium solution remains in the gastric cavity. Causes the horizontal shape artifact on the body of the stomach.

Key Words: Gastric Emptying, Barium solution

J Nucl Med Tech 2010;7:59-63

Received 5/18/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Chien-Liang Chen

Address: No. 162 Cheng Kung 1st Road, Kaohsiung 80249, Taiwan.

Tel: (886) 7-2692101

E-mail: xbs1921_nuc@yuanhosp.com.tw

Sacral insufficiency fractures by SPECT/CT: A case report

Cheng-Kai Huang, Hong-Yi Tsai, Chia-I Lin, Guang-Uei Hung

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

Abstract

Sacral insufficiency fractures (SIFs) have been often found in elderly women presenting with low back and pelvic pain following no or minimal trauma. SIFs represent a special category of stress fractures that occur in bones with reduced mineral content and elastic resistance. The pattern of Honda sign or H-sign (HS) is a well-known skeletal scintigraphic sign in sacrum. Computed Tomography (CT) is used to confirm and complement a positive bone scan. Recently, integrated SPECT/CT scanners have been made available. The advantage of SPECT/CT system is accurately localization and localization of morphologic of target lesions simultaneously. We herein presented a 70-year-old woman with severe back pain and herniated of intervertebral disc (HIVD) for 3 years. Whole-body bone scan showed a tramline pattern in the sacrum and extra-sacral accumulation in the left pubic bone. Fracture lines corresponding to ^{99m}Tc -MDP uptake was observed in bone window of CT images. SIFs in sacrum were finally concluded. Adding CT information to SPECT/CT, that is, assessing SIFs with SPECT/CT may be useful when atypical findings are observed.

Key words: sacrum, sacral insufficiency fracture, SPECT/CT

J Nucl Med Tech 2010;7:65-69

Received 8/25/2010; accepted 10/15/2010.

For correspondence or reprints contact: Guang-Uei Hung

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

Department of Nuclear Medicine, Chang Bing Show Chwan Memorial Hospital

Tel: (886) 4-7813888 ext. 70161

E-mail: 106143@gmail.com

Introduction

SIFs are kind of stress fracture which occurs due to the effect of normal or physiological stress on weakened bone with decreased elastic resistance [1]. HS is seen in radiography, CT, and magnetic resonance (MR) imaging as well as skeletal scintigraphy [2-5]. The typical pattern of SIFs in bone scintigraphy is recognized as HS in sacrum. However, the appearance of a HS is variable; the variant patterns of HS (35%, 9 of 26) are horizontal bar, half-butterfly, and tramline patterns [3]. CT (bone window) can exhibit the fracture lines directly with the cross-sectional images [4].

In the presented report, a patient with severe back pain and had HIVD for 3 years. She had no history of recently trauma or malignancy. She was underwent a whole-body bone scan for follow-up. Vertical linear ^{99m}Tc -MDP uptake medial to bilateral sacroiliac joint and left pubic bone on bone scintigraphy and fracture line corresponding to ^{99m}Tc -MDP uptake was observed in bone window of CT images. The bony lesions were finally considered as fractures by SPECT/CT and SIFs were finally concluded.

Case report

A 70-year-old female with severe back pain and had HIVD for 3 years. She had no history of recently trauma or malignancy. She was referred a whole-body bone scan for follow-up. Images were acquired 3 hours after intravenous injection 555 MBq (15 mCi) of ^{99m}Tc -MDP.

Whole-body bone scan showed a tramline pattern in the sacrum and increased extra-sacral accumulation in the left pubic bone (Fig. 1). For accurately localization and localization of morphologic of pelvis region, the SEPCT/CT study was performed after bone scan. The SEPCT/CT study was performed using a hybrid system composed of a dual-head gamma camera with a low-dose x-ray tube installed in its

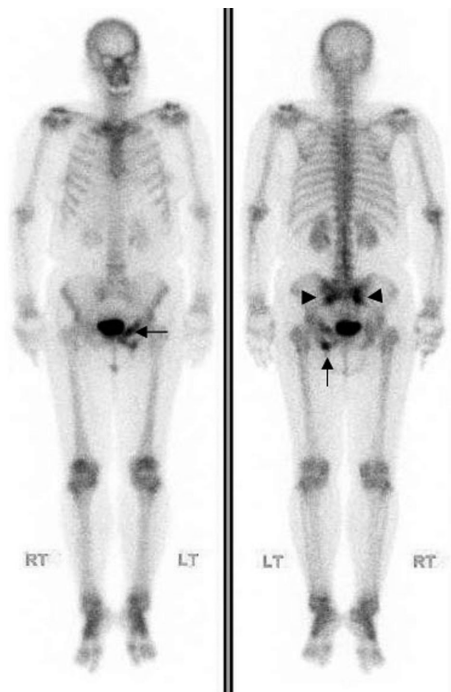


Figure 1. Whole-body bone scan showed a tramline pattern in the sacrum (arrowheads) and increased extra-sacral accumulation in left pubic bone (arrows).

gantry (Infinia/Hawkeye 4; GE Healthcare). The CT apparatus operates at 140 kV and up to 2.5 mA. A step-and-shoot protocol of 25 s/3° for a total of 60 views per camera head was used. Immediately after SPECT acquisition, CT was performed. Multiple slices were obtained in the helical mode, 2.0 rpm for H-mode scans; 4 slices were acquired simultaneously with beam coverage of 2 cm in each gantry rotation. Cross-sectional attenuation images in which each pixel represents the attenuation of imaged tissue were generated.

Fusion of SPECT and CT images were performed on work-station (Xeleris; GE Healthcare). SPECT/CT images showed ^{99m}Tc-MDP abnormally uptake on left pubic bone (Fig. 2), sacrum (Fig. 3) and typical appearance of fracture lines on the CT (bone window) images. Fracture lines corresponding to ^{99m}Tc-MDP uptake was observed in bone window of CT images. SIFs in sacrum were finally concluded.

Discussion

SIFs were first described in 1982 by Lourie [5]. These

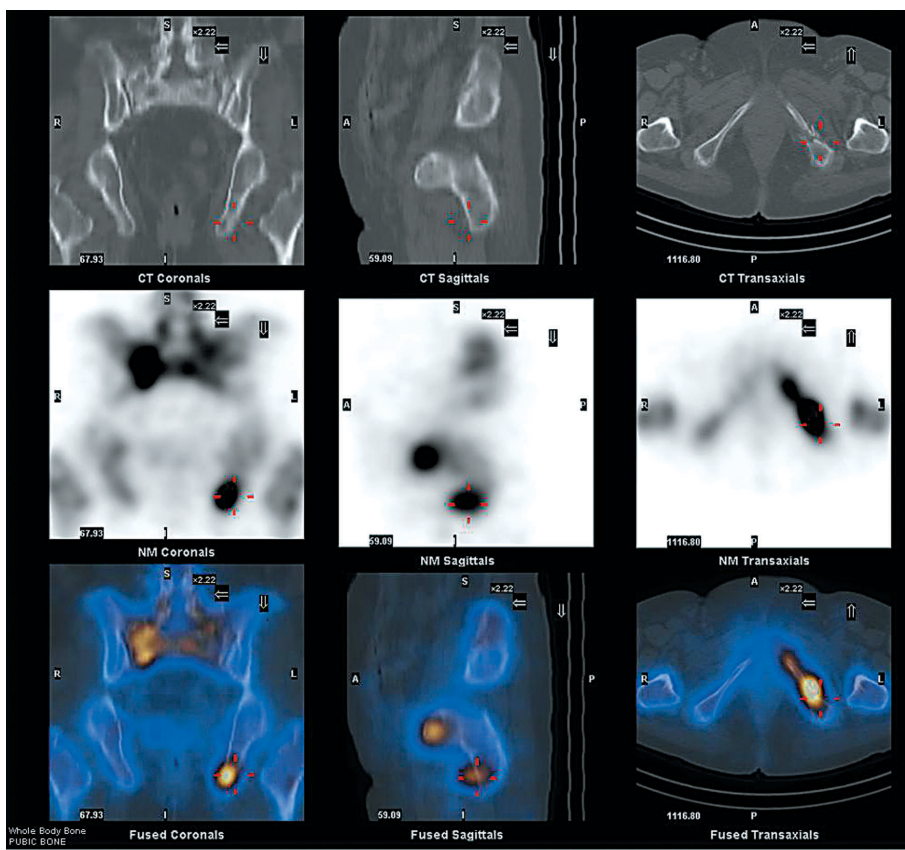


Figure 2. SPECT/CT (CT, SPECT, and fused images are shown from upper to bottom) images showed ^{99m}Tc-MDP abnormally uptake on left pubic bone (arrows), and typical appearance of fracture line on the CT (bone window) images.

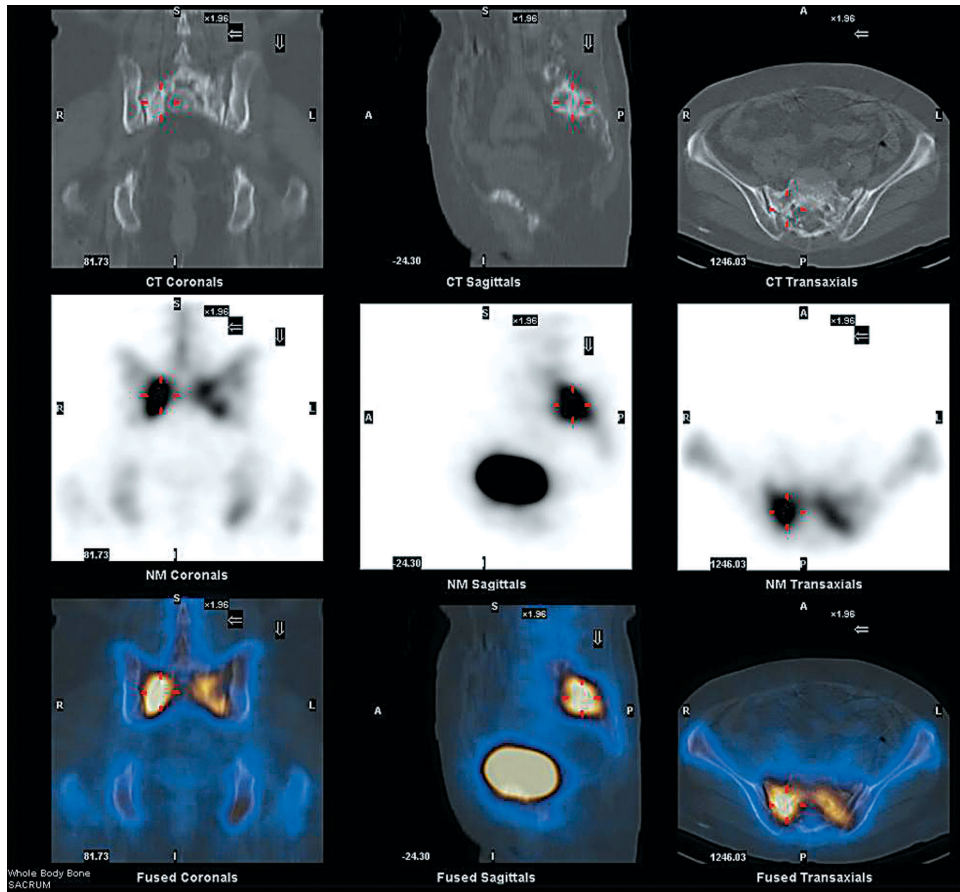


Figure 3. SPECT/CT (CT, SPECT, and fused images are shown from upper to bottom) images showed ^{99m}Tc -MDP abnormally uptake on right sacrum (arrows), and typical appearance of fracture line on the CT (bone window) images.

fractures can cause severe pain in the buttock, back, hip, groin and pelvis in the elderly women with osteoporosis [6]. SIFs are most frequently associated with insufficiency fractures of the pubic rami and para-symphyseal region, with a reported coincidence of 88% [7]. Besides, SIFs are frequently a confounding factor in elderly, many of whom have a known primary malignancy or are being evaluated for an occult tumor [8]. It was reported that approximately 45% of the patients with SIFs have a history of malignancy [9].

Bone scintigraphy is one the most sensitive examinations for detection of SIFs. HS is considered diagnostic of SIFs in the correct clinical setting [10]. But, this pattern of ^{99m}Tc -MDP uptake is only in 20%-40% of patients [11]. It has a reported that HS with a high positive predictive value of 96% for detection of SIFs, but it has a low sensitivity of 63% for distinguishing [3]. Compare with Bone scintigraphy, the

sensitivity of CT is reported between 20%-40% [12]. However, CT may be helpful to confirm inconclusive or equivocal finding on bone scintigraphy [13]. Visualization of bone detail on CT may be useful to determine if the fracture lines extend the neural foramina, it can also be especially helpful when trying to different fracture from metastasis disease [13,14].

Recently, SPECT/CT scanners have been made available. It can provide scintigraphic data, cross-sectional X-ray transmission images, acquired during the same session, provides images allowing a direct functional-anatomical correction. Several potential applications for SPECT/CT have been described for non-oncologic bone scanning [15,16]. Identification of benign skeletal abnormalities in enhanced with SPECT/CT; in equivocal cases of malignancy, SPECT/CT may be necessary to make the correct diagnosis

[17,18].

In conclusion, CT characteristics of a ^{99m}Tc-MDP abnormally uptake of bone scintigraphy should be carefully examined with SPECT/CT imaging. Adding CT information to SPECT/CT, that is, assessing SIFs with SPECT/CT may be useful when atypical findings are observed.

References

1. Daivies AM. Stress lesions of bone. *Curr Imaging* 1990;2:209-216.
2. Blomile V, Lien HH, Iversen T, et al. Radiation-induced insufficiency fractures of sacrum: evaluation with MR imaging. *Radiology* 1993;188:241-244.
3. Fujji M, Abe K, Hayashi K, et al. Honda sign and variants in patients suspected of having a sacral insufficiency fracture. *Clin Nucl Med* 2005;30:165-169.
4. Anderson MW, Greenspan A. Stress fracture. *Radiology* 1996;199:1-12.
5. Lourie H. Spontaneous osteoporotic fracture of the sacrum: an unrecognized syndrome in the elderly. *JAMA* 1982;248:715-717.
6. Wild A, Jager M, Haak M, et al. Sacral insufficiency fracture: an unsuspected cause of low back pain in the elderly women. *Arch Orthop Trauma Surg* 2002;122:58-60.
7. De Smett AA, Neff JR. Pubic and sacral insufficiency fractures: clinical course and radiologic finding. *AJR Am Roentgenol* 1985;145:601-606.
8. Babayev M, Lachmann E, Nagler W. The controversy surrounding sacral insufficiency fractures: to ambulate or not to ambulate. *Am J Phys Med Rehab* 2000;79:404-409.
9. Gotis-Graham I, McGuigan L, Diamond T, et al. Sacral insufficiency fractures in the elderly. *J Bone Joint BR* 1994;76:882-886.
10. Ries T. Detection of osteoporotic sacral fractures with radio-nuclides. *Radiology* 1983;146:783-785.
11. Blake SP, Connors AM. Sacral insufficiency fracture. *Br J Radio* 2004;77:891-896.
12. Cabarrus MC, Amberkar A, Lu A, et al. MRI and CT of insufficiency fractures of pelvis and the proximal femur. *AJR Am Roentgenol* 2008;186:1252-1255.
13. Gacetta DJ, Yandow DR. Computed tomography of spontaneous osteoporotic sacral fractures. *J Comput Assist Tomogr* 1984;8:190-191.
14. Peh WC, Khong PL, Sham JS, et al. Sacral and pubic insufficiency fractures after irradiation of gynecological malignancies. *Clin Oncol* 1995;7:117-122.
15. Even-Sapir E, Flusser G, Lerman H, Lisevshitz G, Metser U. SPECT/multislice low-dose CT: a clinically relevant constituent in the imaging algorithm of non-oncologic patients referred for bone scintigraphy. *J Nucl Med* 2007;48(2):319-324.
16. Horger M, Bares R. The role of single-photon emission computed tomography/computed tomography in benign and malignant bone disease. *Semin Nucl Med* 2006;36(4):286-294.
17. Even-Sapir E. Imaging of malignant bone involvement by morphologic, scintigraphic and hybrid modalities. *J Nucl Med* 2005;46(8):1356-1367.
18. Utsunomiya D, Shiraishi S, Imuta M, et al. Added value of SPECT/CT fusion in assessing suspected bone metastasis: comparison with scintigraphy alone and non-fused scintigraphy and CT. *Radiology* 2006;238(1):264-271.

單光子發射電腦斷層 (SPECT/CT) 偵測薦骨之壓力性骨折： 病例報告

黃政凱 蔡宏翊 林佳誼 洪光威

秀傳醫療財團法人彰濱秀傳紀念醫院 核子醫學科

摘要

薦骨之壓力性骨折常發生於年長之女性，臨床為非外傷或輕微撞傷所產生下背痛和骨盆痛。薦骨之壓力性骨折屬於特殊類型之壓力性骨折，發生原因是礦物質含量減少和彈性降低。骨骼攝影之薦骨處之典型特徵為 Honda sign (H-sign)；電腦斷層 (CT) 可對骨骼攝影有攝取較高的區域再做確認。近年來，單光子發射電腦斷層 (SPECT/CT) 已被應用於臨床診斷上。其優點是對於懷疑之病灶可同時正確定位並觀查解剖形態。在此，我們報告一位 70 歲的婦人，她有嚴重的下背痛及椎間盤突出的病史 (3 年)，骨骼攝影在薦骨 (tramline 類型) 和左側恥骨有放射活性聚集，CT (bone window) 發現在骨骼攝影中薦骨和左側恥骨處有骨折線 (fracture lines)。綜合 SPECT/CT 之影像，最後，我們認為造成上述影像是壓力性骨折所造成。SPECT/CT 中 CT 影像在影像判讀可提供更有效的幫忙 (如薦骨之壓力性骨折之評估)。

關鍵詞：薦骨，薦骨之壓力性骨折，單光子發射電腦斷層 (SPECT/CT)

J Nucl Med Tech 2010;7:65-69

99年8月25日受理；99年10月15日接受刊載

聯絡人：洪光威

住址：彰化縣鹿港鎮鹿工路六號 秀傳醫療財團法人彰濱秀傳紀念醫院 核子醫學科

電話：04-7813888轉70161

電子信箱：106143@gmail.com