

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 14 Number 1 Pages 1-53 December 2017



Case A、Case B 注射 F-18 Florbetaben 藥物後 90 分鐘之正子腦部靜態影像於腦池附近局部圖。

Volume 14 Number 1

December 2017

第十四卷 第一期

中華民國一〇六年十二月

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

中華民國核醫學學會
醫技委員會 發行

核醫技術學雜誌

Journal of Nuclear Medicine Technology

發行人 (Publisher)

鄭澄意 (Cheng-Yi Cheng)
台北三軍總醫院

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)

楊邦宏 (Bang-Hung Yang)
台北榮民總醫院

執行秘書 (Production Secretary)

王秀珊 (Hsiu-Shan Wang)
台北三軍總醫院

編輯委員 (Editorial Board)

北區

廖炎智 (Yen-Chih Liao)
三軍總醫院

王安美 (An-Mei Wang)
台北馬偕醫院

陳建仲 (Chien-Chon Chen)
台大醫院

曾大維 (Ta-Wei Tseng)
三軍總醫院

蔡佳玲 (Chia-Lin Tsai)
長庚醫院

柴發順 (Fa-Shuen Chai)
新光醫院

梁瑋玲 (Wei-Ling Liang)

和信醫院

黃美馨 (Mei-Hsing Huang)
國泰醫院

吳璧珊 (Pi-Shan Wu)

市立聯合醫院

鄧仁淡 (Jen-Tan Teng)
振興醫院

陳雅凰 (Ya-Huang Chen)

亞東醫院

黃雅婕 (Ya-Chieh Huang)
萬芳醫院

中區

周國堂 (Kuo-Tang Chou)
台中榮民總醫院

顏國揚 (Kuo-Yang Yen)
中國醫學大學附設醫院

林奉儒 (Feng-Ju Lin)
彰化基督教醫院

張白容 (Pai-Jung Chang)
中山醫學大學附設醫院

姜繼宗 (Chi-Tsung Chiang)
中港澄清醫院

黃政凱 (Cheng-Kai Huang)
彰化秀傳醫院

程曉柔 (Hsiao-Jon Cheng)
沙鹿童綜合醫院

陳逸珊 (Yi-Shan Chen)
台中慈濟醫院

詹庭茵 (Ting-Yin Tsan)
國軍台中總醫院

陳惠萍 (Hui-Ping Chen)
壠新醫院

南區

鍾相彬 (Shiang-Bin Jong)
高雄醫學院

張貴蘭 (Kuei-Lan Chang)
高雄醫學院附設醫院

李世昌 (Shih-Chang Li)
成大醫院

顏宏旗 (Hung-Chi Yen)
高雄長庚醫院

王文祥 (Wen-Hsiang Wang)
義大醫院

林雯君 (Wen-Chun Lin)
高雄榮民總醫院

鄭時維 (Shih-Wei Cheng)
屏東基督教醫院

莊欣慧 (Hsin-Hui Chuang)
國軍左營醫院

林佩穎 (Pei-Yieng Lien)
阮綜合醫院

Effect of Table Position on Patient Dose and Image Noise in PET/CT Scan with Automatic Exposure Control

Fa-Shun Tsai*, Tai-Lin Jiang, Lin-Chun Ou, Ting-Kuan Chiu

Division of PET Center, Shin Kong Wu Ho-Su Memorial Hospital, Taipei, Taiwan

The aim of this study is to evaluate the effect of the impact of table positioning errors on radiation dose and image quality with automatic exposure control by a ^{68}Ge cylinder phantom in PET/CT scans.

Materials and Methods

The ^{68}Ge cylinder phantom was scanned using Siemens Biograph mCT PET/CT scanner with various table vertical off-centering: -150 , -100 , 0 , $+100$ and $+150$ mm. Scanning and image reconstruction parameters were as routine PET/CT scan. Each PET scan was performed with emission time 10 mins. Opened each CT and PET image sets with TrueD application software, and placed a 10 cm diameter ROI on the center of cylinder phantom in every slice. The mean signal in the ROI (ROI_{mean}) and the standard deviation (ROI_{SD}) in the ROI were recorded. The ROI_{SD} of the CT numbers was used as a measure of the CT image noise. We also recorded the volume CT dose index (CTDI_{vol}) and the dose-length product (DLP) of each CT scan.

Result

The distortion of topogram will misinform the CARE Dose4D algorithm to the phantom size. The Effective mAs, CTDI and DLP decreased almost 22.72% and 27.27% in phantoms 100 mm and 150 mm below isocenter (forward to detectors) and the CT image

noise level increased by 46.53% and 83.71%. The CT image noise level increased by 9.84% and 22.09% in phantoms 100 mm and 150 mm forward to x ray tube, although the Effective mAs, CTDI and DLP increased almost 31.81% and 59.1%. And there are no significant differences between PET images. The active concentration were 4.00, 3.99, 4.08, 3.99 and 4.00 kBq/cc for table vertical off-centering -150 , -100 , 0 , $+100$ and $+150$ mm.

Conclusion

Modern PET/CT scanners all equip with AEC to minimize radiation exposure while maintaining diagnostic image quality. As our phantom test results, dose optimization efforts to reduce radiation dose while maintaining image noise may be compromised in miscentered, although there were no significant differences between PET images. Correct positioning at the gantry isocenter is important to maintain optimal patient dose in PET/CT scan.

Key words: PET/CT, radiation dose, automatic exposure control, AEC, CTDI

J Nucl Med Tech 2017;14:1-8

The CT images in PET/CT scan can be used to correct PET scans for photon attenuation and for diagnosis reference. There has been a corresponding increase in the number of PET/CT examinations performed around the world in last decade. Considering about the patient protection, low-dose

Received 2017/2/8

Corresponding author: Fa-Shun Tsai

Division of PET Center, Shin Kong Wu Ho-Su Memorial Hospital, Taipei, Taiwan

Address: 95, Wen-Chang Rd. Shin-Lin District, Taipei Taiwan

Tel: (02) 2833-2211 ext. 9898 E-mail: T005629@ms.skh.org.tw

CT is usually chosen in the PET/CT examinations. One of the technologies used to reduce dose in CT is automatic exposure control (AEC), which aims to automatically modulate the tube current to compensate for variations in patient attenuation. The AEC is a generic name for any technique aimed at optimizing dose utilization by adjusting the tube current in real-time to accommodate differences in attenuation due to patient anatomy, shape, and size. The tube current may be modulated as a function of projection angle, longitudinal location along the patients, or both. Today practically all-modern CT and PET/CT systems are delivered with AEC systems operating with tube current modulation. [1-5]

Today, most PET/CT scanners use lasers to aid the technologist in positioning the patient. After the patient is positioned on the bed, the technologist come back to the PET/CT control console and performs a “topogram” of the patient so the appropriate region of interest can be selected for the diagnostic scan. Topogram is a projection image used to localize the start and end locations of a scan. Technologists may perform either an anterior-posterior topogram, or a lateral topogram, or both. The topogram is also used to measure the attenuation characteristics of the patient so the scanner can employ the appropriate automatic exposure controls.

In this study, we use the Siemens Medical Solutions (Erlangen, Germany) Biography mCT PET/CT scanner as the AEC test system. The Siemens system uses a combined tube current modulation system called CARE Dose4D.[6, 7]

CARE Dose4D performs automatic tube-current modulation in the angular and longitudinal directions and also adapts to different anatomical regions and patient sizes. The first step in using CARE Dose4D is to acquire a topogram of the patient, which the software will use to determine the required tube current for each projection of the entire scan. Based upon the topogram data, the attenuation for one projection (anterior-posterior) is measured and the attenuation for the complementary projection (lateral) is calculated with consideration given to the patient girth and anatomic region (head, thorax, pelvis, etc.).

Next, the user checks the CARE Dose4D box in the selected scan of the protocol. Marking this box disables the manual effective mAs entry and allows a value to be entered into the QRM field. Quality Reference mAs (QRM): The technique parameter entered by the user to determine the desired level of image quality. The QRM is expressed in terms of effective mAs. The QRM is set equal to the effective mAs that produces the desired image quality on a standard-sized patient. During the scan, the tube current (and therefore the effective mAs) is automatically adjusted to compensate for variations in patient size and attenuation, thereby providing image quality consistent with that obtained using the QRM level for a standard-sized patient, but appropriate to both smaller and larger patients. The CARE Dose4D software then calculates the estimated optimal tube current for every angular projection. The tube load and system limits are also considered to ensure appropriate tube capacity through out the scan. During the scan, CARE Dose4D will perform on-line attenuation-based tube current-modulation. This fine-tunes the predicted optimal tube current values which estimated from the topogram data, according to the actual attenuation measured 180 degrees earlier in the tube rotation. This allows the system to adapt to temporally varying levels of attenuation, such as from the injection of contrast media or due to patient motion between the topogram and actual scan acquisition, as well as to optimally modulate tube current in extremely elliptical regions, such as the shoulders. The on-line feedback system reads the transmission values at a given angle and uses that information to predict the optimal tube current for the projection that will occur 180 degrees later in the tube rotation. The system lowers the tube current through areas of the body that have a decreased attenuation relative to the “reference attenuation level” of a standard-sized patient and raises the tube current where the anatomy is more attenuating. The reference patient is defined as a typical adult weighing 70-80 kg or a typical child weighing 20 kg. The technique will decrease the tube current for slim patients or body parts of a patient and increase the tube current for obese patients or body parts of a patient. However, these all depend on a reference topogram, and table positioning errors

may cause topogram distortion.

The purpose of this study is to evaluate the effect of the impact of table positioning errors on radiation dose and image quality with automatic exposure control by a ^{68}Ge cylinder phantom in PET/CT scans.

Materials and Methods

The ^{68}Ge phantom (model CS-27, Siemens Medical Solutions, U.S.A) is a polyethylene cylinder including the radioactive resin matrix inside. The radioactive element is uniformly distributed in a cylindrical mold 20 cm in diameter by 27 cm long. The cylinder phantom was scanned using Siemens Biograph mCT PET/CT scanner with various table vertical off-centering: -150, -100, 0, +100 and +150 mm. Scanning parameters were as routine PET/CT scan: slice thickness 2 mm, slice interval 2 mm, total 112 slices, rotation speed 0.5 sec/ rotation, Pitch 0.8, 120 kV, effective tube current-time product (Effective mAs = tube current \times rotation time/ pitch) 40 mAs, no dose modulation. The raw data were reconstructed using FBP with a B30f kernel and extended FOV 78 cm. PET scan were performed with emission time 10 mins. PET images were reconstructed with 3D OSEM 2 iteration, 24 subsets, Gaussian filter FWHM 2 mm, zoom factor 3.

All CT and PET images were analyzed by Siemens Syngo Multimodality Workplace (MMWP) workstation. Opened each CT and PET image sets with TrueD application software, and placed a 10 cm diameter region of interest (ROI) on the center of cylinder phantom in every slice. The mean signal in the ROI (ROI_{mean}) and the standard deviation (ROI_{SD}) in the ROI were recorded. The ROI_{SD} of the CT numbers was used as a measure of the CT image noise. We also recorded the volume CT dose index (CTDI_{vol}) and the dose-length product (DLP) of each CT scan.

Result

The relationship between the bed off-centering and topogram distortion is showed in Figure 1. If the phantom is close to the X ray tube, the phantom appears wider on the topogram than it actually is, showed as the Figure 2. The Effective mAs, CT dose index and the dose-length product, mean and standard deviation CT number of each CT scan are showed in Table 1. The distortion of topogram will misinform the CARE Dose4D algorithm to the phantom size. In table off-centering +100 mm and +150 mm CT data, the phantom appears narrower in topogram than it actually is. When compared to the phantom which is properly centered in the scan field, the resultant images have lower Effective

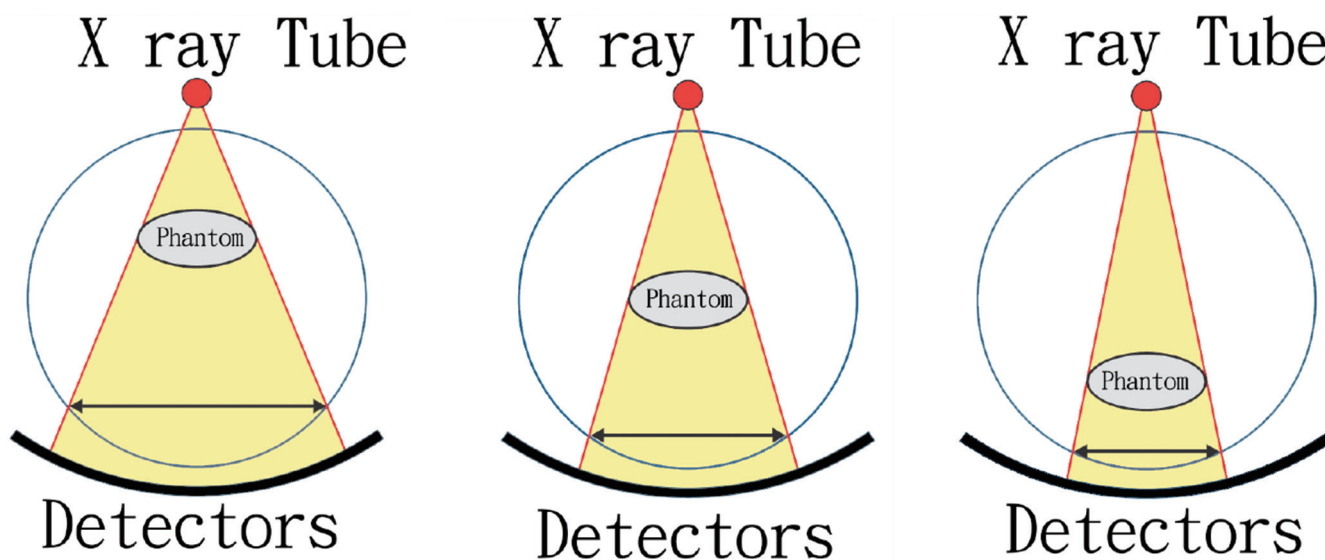


Figure 1. Vertical off centering will change the magnification of the topogram.

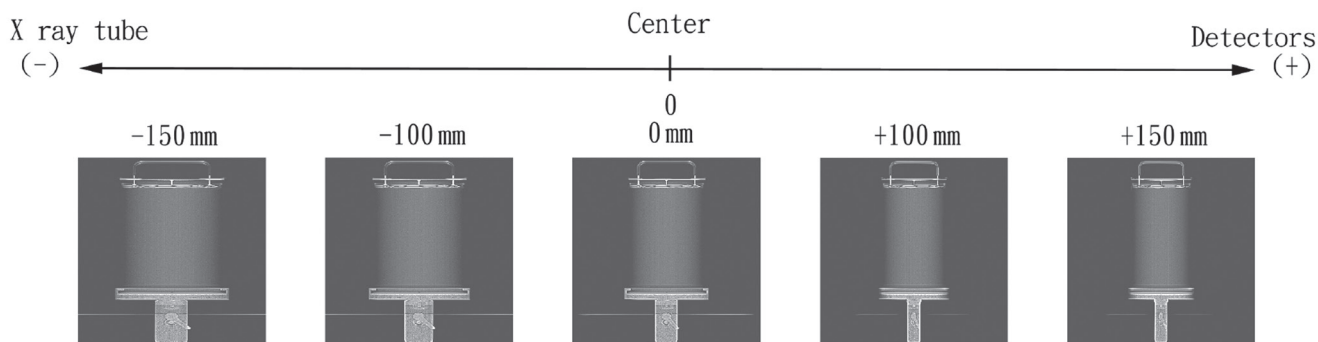


Figure 2. If the phantom is close to the X ray tube, the phantom appears wider on the topogram than it actually is. On the other hand, if the phantom is close to the image detectors, the phantom appear narrower than it actually is. These distorted topogram misinforms the AEC algorithm regarding the patient width.

Table 1. The Effective mAs, CT dose index and the dose-length product, mean and standard deviation CT number of each CT scan. Noise is measured with standard deviation of the center ROI

Table Off Centering	Effective mAs	DLP (mGy.cm)	CTDIvol	Mean CT number (HU)	Noise
-150 mm	35	61	2.61	61.64	17.24
-100 mm	29	51	2.15	63.99	15.51
0 mm	22	39	1.64	63.18	14.12
+100 mm	17	30	1.28	63.98	20.69
+150 mm	16	29	1.23	61.48	25.94

mAs and more noise. In table off-centering -100 mm and -150 mm CT data, the exams take higher Effective mAs, but CT images still have more noise than those when the phantom was properly centered in the scan field. The mean CT number (ROI_{mean}) of each CT slice is showed in Figure 3. The image noise (ROI_{SD}) of each CT slice is showed in Figure 4.

And there are no significant differences between PET images. The active concentration are 4.00, 3.99, 4.08, 3.99 and 4.00 kBq/cc for table vertical off-centering -150, -100, 0, +100 and +150 mm.

Discussion

The spatial distortion due to the geometry of the fan beam affects the location of objects in the topogram in both the anterior-posterior and lateral directions. There is no distortion along the long axis of the patient because the CT topogram beam is tightly collimated so the edges are nearly

parallel in the cranio-caudal direction.[8] When phantom moves forward to detectors, it appears narrower in topogram than it actually is and AEC will tune down the tube current. The resultant images may be too noisy. In this study, the Effective mAs, CTDI and DLP decreased almost 22.72% and 27.72% in phantoms 100 mm and 150 mm below isocenter (forward to detectors). And the CT image noise level increased by 46.53% and 83.71% in phantoms 100 mm and 150 mm forward to detectors. When the phantom moves forward to X ray tube, it appears wider in topogram and AEC will over gain the tube current. The resultant exam may use more dose than necessary. Theoretically the CT images should be better then the phantom is properly centered in the scan field. The opposite results are shown in this study. The CT image noise level increased by 9.84% and 22.09% in phantoms 100 mm and 150 mm forward to x ray tube, although the Effective mAs, CTDI and DLP increased almost 31.81% and 59.1%.

Modern x-ray CT scanners always use a beam shaping component, which is referred to as a bowtie filter. The term “bowtie” applies to a class of filter shapes featuring bilateral symmetry with a thickness that increases with the distance

from the center. These compensating filters are used to shape the x-ray beam. They reduce the radiation dose to the patient and help to minimize image artifact. A bowtie filter is normally a piece of material, which is placed between the

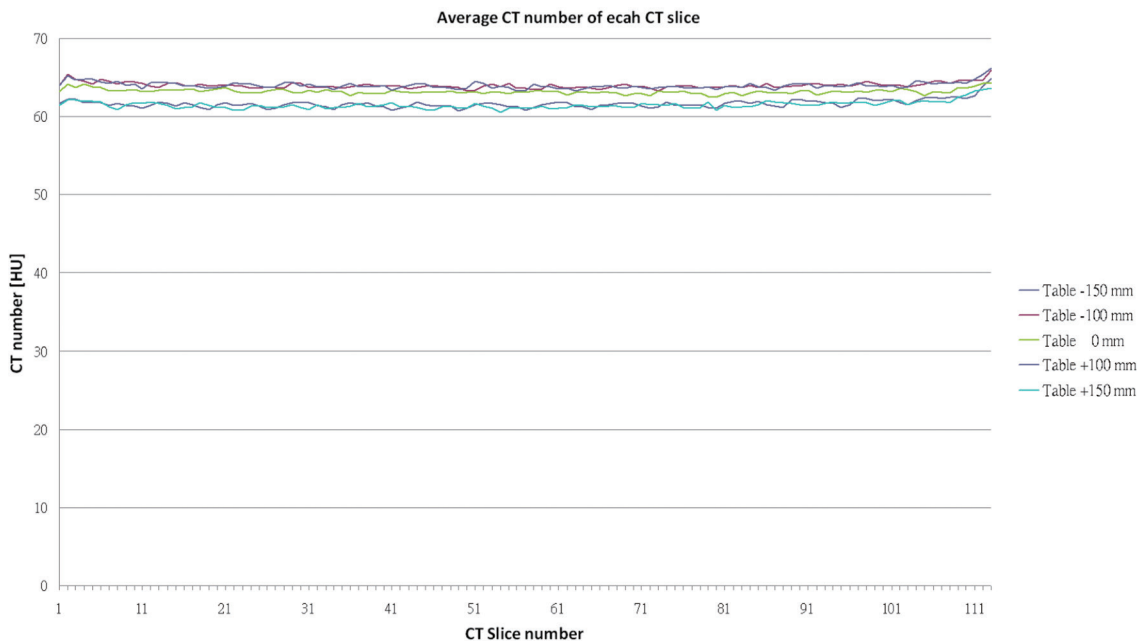


Figure 3. The mean CT number (ROI_{mean}) of each CT slice.

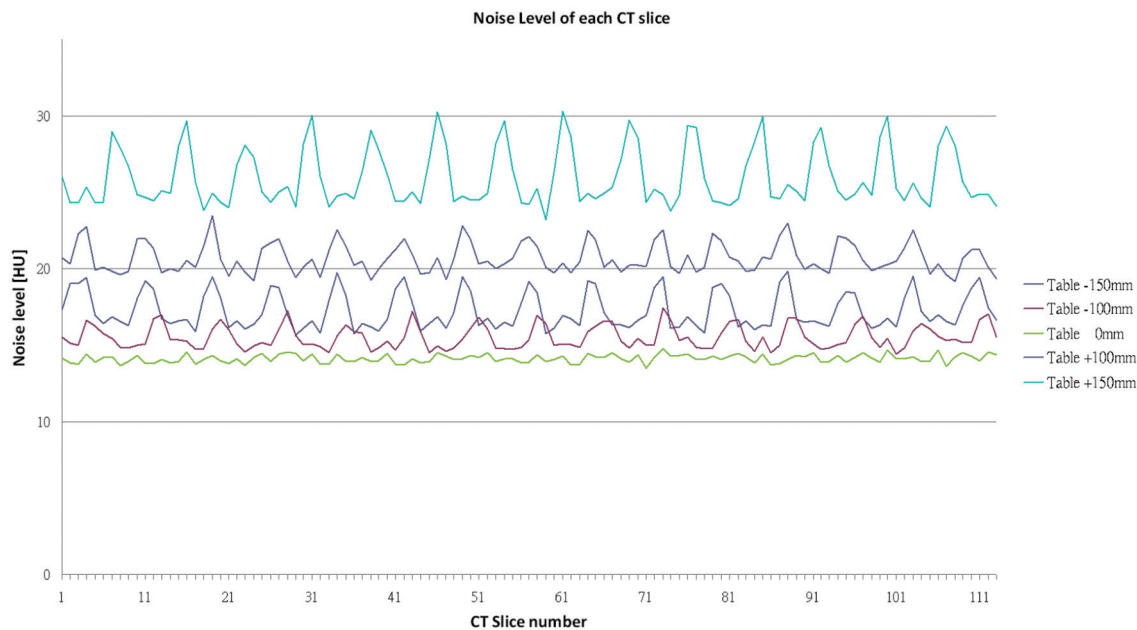


Figure 4. The image noise (ROI_{SD}) of each CT slice.

x-ray source and the object to be imaged. Filtering the x-ray beam helps to reduce the range of x-ray energies that reach the patient by removing the low energy x-rays. These low energy x-rays are readily absorbed by the patient, therefore they do not contribute to the CT image but do contribute to the radiation dose to the patient. In addition, creating more uniform beam intensity improves the CT image by reducing artifacts that result from beam hardening.[9, 10] Figure 5 illustrate the slice profiles without and with the bowtie filter. Different filters are used when scanning the body than when scanning the head. Human body anatomy typically has a round cross section that is thicker in the middle than in the periphery. Hence, body-scanning filters are used to reduce the beam intensity at the periphery of the beam, corresponding to the thinner areas of a patient's anatomy.

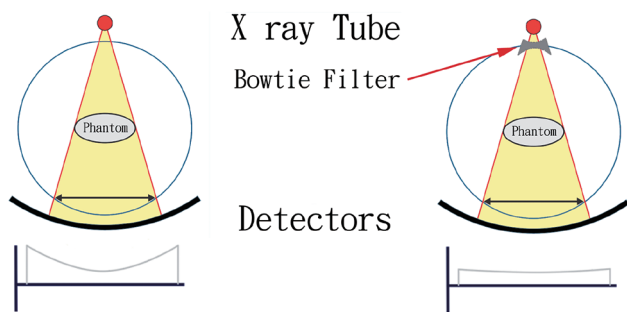


Figure 5. Illustration of slice profiles without (left) and with (right) the bowtie filter.

Using filters not match with the patient's shape will lead to either under or over exposing the periphery with respect to the center. If a patient is off-center, the center and periphery won't match up with the bowtie filter, as showed in Figure 6. If a patient is not properly centered, increased x-ray flux meant for the center of the patient would fall towards the periphery and over exposed. And the center of the patient would now be in the region of decreased x-rays meant for the periphery; this region would be under exposed and thus appear noisier in the resulting image. Note that vertical off centering will also bias the automated exposure control features because it will change the magnification of the topogram.

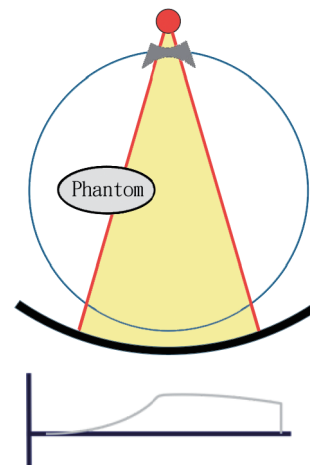


Figure 6. Illustration of the slice profiles of phantom miscentering with a bowtie filter present. While this illustration shows lateral miscentering, the vertical miscentering would have exactly the same effect as the tube rotates around the phantom.

Patient miscentering is an important factor that increases patient dose and image noise where technologists cannot afford to spend sufficient time for patient positioning. Patient centering errors occur frequently in clinical CT scans. Typically, patients may be positioned slightly too low with regards to scan isocenter.[11] A study which considered a single imaging center reported that 95% of patients undergoing chest and abdominal CT examinations were miscentered in the vertical direction within the gantry. And that study have reported that localizer radiographs extended 13 cm (average) beyond defined region of interest.[12, 13] In early studies, when miscentered by 3 and 6 cm, the surface dose on a 32 cm CTDI phantom increased by 18% and 41% while image noise also increased by 6% and 22%.[14]

As a result, dose optimization efforts to reduce radiation dose while maintaining image noise may be compromised in miscentered patients.

When the phantom moves forward to X ray tube, it appears wider in topogram and AEC will over gain the tube current. The resultant exam may use more dose than necessary. Theoretically the CT images should be better than those when the phantom is properly centered in the scan field. In our phantom test, when phantom is centered forward

to X ray tube, an increase in noise is seen as the x-ray beam is more attenuated by the thicker portion of the bowtie filter, even the AEC increase the beam currents for a distortion topogram.

Conclusion

Modern PET/CT scanners all equip with AEC to minimize radiation exposure while maintaining diagnostic image quality. As our phantom test results, dose optimization efforts to reduce radiation dose while maintaining image noise may be compromised in miscentered, although there are no significant differences between PET images. Proper table position is critical to avoid excess dose and noise from the bowtie filter and AEC system. Correct vertical positioning at the gantry isocenter is important to maintain optimal patient dose in PET/CT scam.

Reference

1. Kalender, W. A., et al., *Technical approaches to the optimisation of CT*. Physica Medica, 2008. 24(2): p. 71-79.
2. Aweda, M. and R. Arogundade, *Patient dose reduction methods in computerized tomography procedures: A review*. International Journal of Physical Sciences, 2007. 2(1): p. 1-9.
3. McCollough, C. H., *Automatic exposure control in CT: are we done yet?* Radiology, 2005. 237(3): p. 755-756.
4. Kalra, M. K., S. M. Rizzo, and R. A. Novelline, *Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques*. Emergency radiology, 2005. 11(5): p. 267-274.
5. Kalra, M. K., et al., *Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT I*. Radiology, 2004. 233(3): p. 649-657.
6. McCollough, C. H., M. R. Bruesewitz, and J. M. Kofler Jr, *CT dose reduction and dose management tools: overview of available options I*. Radiographics, 2006. 26(2): p. 503-512.
7. Kalra, M. K. and T. J. Brady, *CARE Dose 4D new technique for radiation dose reduction*. SOMATOM Sessions., 2006. 19: p. 28-31.
8. Dance, D., et al., *Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students*. Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics.
9. Liu, F., et al., *Dynamic bowtie for fan-beam CT*. Journal of X-ray Science and Technology. 21(4): p. 579-590.
10. Bushberg, J. T. and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*: Wolters Kluwer Health.
11. Habibzadeh, M., et al. *The Influence of Patient Miscentering on Patient Dose and Image Noise in Two Commercial ct Scanners*. in *XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2010*: Springer.
12. Kalra, M. K. and T. L. Toth, *Patient centering in MDCT: dose effects, in Radiation Dose from Multidetector CT*, Springer. p. 273-278.
13. Namasivayam, S., et al., *Can radiation exposure associated with abdominal and/or pelvic CT be minimized with better practice*. Vancouver, canada: ARRS, 2006.
14. Toth, T., Z. Ge, and M. P. Daly, *The influence of patient centering on CT dose and image noise*. Medical physics, 2007. 34(7): p. 3093-3101.

檢查台高度對於 PET/CT 使用 自動暴露調控 AEC 時的影響

柴發順* 江泰林 歐玲君 邱鼎寬

新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 正子造影中心

這項研究的目的是利用 ^{68}Ge 圓柱形放射源假體評估進行自動暴露調控 PET/CT 掃描時，不同檢查台高度定位對於輻射劑量和影像品質的影響。

材料和方法

將 ^{68}Ge 圓柱形放射源假體放在 Siemens Biograph mCT PET/CT 掃描儀中距離掃描中心點：-150、-100、0、+100 和 +150 mm 處進行常規 PET/CT 掃描及影像重建。以 TrueD 應用軟體打開每個 CT 和 PET 影像，並且在每個切面中心以 10 cm 直徑的 ROI 測量。記錄 ROI 中的平均值 (ROI mean) 和 ROI 中的標準差 (ROI_{SD})。使用 CT 數的 ROI_{SD} 作為 CT 影像雜訊的指標。並且記錄每個 CT 掃描的 CT 劑量指標 (CTDI_{vol}) 和劑量長度乘積 (DLP)。

結果

床位高度偏移使得假體並未正確置於中心點，將造成 topogram 變形並誤導 CARE Dose4D 判斷假體大小而採用不同的輸出。當假體偏離中心 100 mm 和 150 mm 向偵測器移動時，等效 mAs、CTDI 和 DLP，比置於中心 (0 mm) 下降約 22.72% 和 27.27%，而 CT 影像雜訊分別增加了 46.57% 和 83.71%。當假體偏離中心 100 mm 和 150 mm 向 X 光球管移動時，等效 mAs、CTDI 和 DLP，比置於中心 (0 mm) 上升約 31.81% 和 59.1%，而 CT 影像雜訊分別增加了 9.84% 和 22.09%。各個床位高度下 PET 影像之間沒有顯著差異。床位高度為 -150，-100，0，+100 和 +150 mm 之下 PET 影像活性濃度分為 4.00, 3.99, 4.08, 3.99 和 4.00 kBq/cc。

結論

現代 PET/CT 掃描儀多配備了自動暴露調控 AEC 以達到輻射暴露最小化，同時保持影像品質。依照本研究測試結果，儘管在 PET 影像上沒有顯著差異，未適當調整床位高度將病人放置於 CT 掃描照野中央，將會增加 CT 影像雜訊同時增加輻射暴露。

關鍵詞：PET/CT、自動暴露調控、輻射劑量、CT 劑量指數

核醫技學誌 2017;14:1-8

受理日期：106 年 2 月 8 日
通訊作者：柴發順
單位：新光吳火獅紀念醫院 正子造影中心
地址：台北市士林區文昌路 95 號
電話：(02) 2833-2211 分機 9898 電子信箱：T005629@ms.skh.org.tw

加馬攝影機靈敏度測試—假體實驗

鄭雯文^{1*} 杜高瑩² 康依婷¹ 紀韋銘¹

¹ 淡水馬偕紀念醫院 核子醫學科

² 台北馬偕紀念醫院 核子醫學科

背景：2009年林穎稚等人的研究中指出均勻度與靈敏度是有相關性的，故須注意是否會影響定量分析結果。此次實驗先觀察每日均勻度與靈敏度之間的關係，再深入探討對於定量分析數值的影響。此次假體實驗將會依2010年參數的重建，觀察儀器之靈敏度與重建的切片厚度對定量分析的影響。

材料與方法：本科兩台奇異公司的Infinia加馬攝影機，使用Co-57平面射源來進行每日均勻度測試，紀錄機器之靈敏度變異情形。假體型號為76-823、Fluke公司製造，注滿水後加入10 mCi $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ；掃描參數設定為矩陣大小128x128，收集5秒，3度一張、雙偵測頭進行360度掃描。為觀察靈敏度與計數率之間的差異將掃描方式分為三組，收集完成後根據2010年的參數重建，紀錄不同切片厚度之管徑感興趣區內的計數率加以分析。

結果：經過統計後，計算出均勻度平均值為2.73，靈敏度平均值為14.04 counts/sec且在2個標準差範圍內。以0.884公分的切片厚度最接近實際值；切片厚度過小會因為影像過度的均等化而導致計數率偏高，厚度越厚則會因為部分體積效應的關係而使得計數率被低估。在過濾反投影法中，Butterworth filter最為接近實計數值；同樣選用Butterworth filter搭配疊代運算法中的序列子集均值與最佳化演算，數值又會在更接近。

結論：儀器均勻度與靈敏度對定量分析有很大的關係，故要每天實作均勻度品質控制來監測。進行定量分析時，最好使用OSEM，Butterworth filter Critical Frequency：0.5、Power：3重建參數且切片厚度要符合加馬照相機的

解析度才會是最接近實際值。

關鍵詞：濾波反投影法、疊代重建法、定量分析

核醫技學誌 2017;14:9-18

前言

半定量分析為核醫提供臨床診斷的參考依據方式之一，在2009年林穎稚等人的研究中指出均勻度與靈敏度是有相關性的[1]，因此在進行半定量分析診斷時，須注意影像收集時的狀況是否會影響定量分析結果[2]。本研究方式從觀察每日均勻度與靈敏度之間的關係開始，再深入探討對於定量分析數值的影響。

本次實驗是利用Fluke公司製造的Model 76-823假體[3]，注滿水加入10 mCi的 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ，混合均勻後進行SPECT掃描。在2010年“濾波反投影法參數設定的假體研究”[4]中，以找出最符合實際直徑的參數，故此次假體實驗將會依上次參數重建，觀察儀器靈敏度與重建的切片厚度對定量分析的影響。

材料與方法

本科目前有兩台9年與6年的奇異公司(General Electric, GE) Infinia加馬攝影機。每日在實做臨床工作前會先使用10 mCi的Co-57平面射源來進行每日均勻度測試，紀錄系統對定量射源在固定距離下之靈敏度變異情形。而切片厚度與定量分析的實驗假體為Fluke公司製造的Model 76-823，此假體內含三層，主要是利用Hot Lesion Insert不同的孔徑大小對於定量分析影響，其孔徑大小依序為3.7（兩側）、2.24、1.79、1.43、1.14、0.92、0.73和0.59 cm，此層高度為7又7/8吋(22.2 cm)，如

受理日期：106年11月8日

通訊作者：鄭雯文

單位：淡水馬偕紀念醫院 核子醫學科

住址：25160 新北市淡水區民生路45號

電話：(02) 2809-4661 分機 2299 電子信箱：chengwwnike@yahoo.com.tw

Figure 1。假體注滿水後加入 10 mCi $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ；掃描參數設定為每張收集 5 秒，3 度一張、雙偵測頭進行 360 度掃描，影像矩陣大小為 128 × 128。為觀察靈敏度與計數率之間的差異將掃描方式分為三組；第一組為正常臨床掃描模式，第二組將雙偵測頭移至儀器可設定之最大距離，第三組為兩偵測頭距假體位置不同。



Figure 1. 本次實驗假體 Fluke 公司製造的 Model 76-823。

影像收集完成後，再使用 Xeleris 的 General SPECT 軟體進行影像重建處理。此次實驗因為要進行定量分析，故在重組時需先加入衰減校正 (Method: Chang, Threshold: 4, $\mu = 0.125 \text{ cm}^{-1}$)。影像重建參數是根據 2010 年“濾波反投影法參數設定的假體研究”所找出最接近實際假體直徑之重組條件，依序為 Metz filter, Point Spread: 3、Order: 5; Butterworth filter, Cirtical Frequency: 0.5、Power: 3; Hamming filter, Cirtical Frequency: 1.5、Alpha: 0.3。處理好的影像會另外存在 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 這組影像來圈選 ROI，使用 Volumetrix MI Evolution for Bone 軟體顯示此組影像，將 0.442、0.884、1.326、1.768、2.210 和 2.652 cm 等切片厚度，用 Xeleris 中的圓形圈定 ROI 管徑範圍後系統會自動統計並顯示計數值，紀錄下來並用 Excel 分析。

在定量分析方面，先利用活度公式計算各組掃描當

時 $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 的活度，如 Table 1。再利用圓柱體積公式計算出 Hot Lesion Insert 的比活度，結果如 Table 2。

經由這兩個數據，就可以算出在掃描時的計數值，即可與重建影像的數值加以分析。

Table 1. 10 mCi 衰減至掃描時的活度 單位: mCi

	第一組	第二組	第三組
9 年 Infinia	8.94	8.79	8.64
6 年 Infinia	8.96	8.81	8.67

Table 2. 推算出 Hot Lesion Insert 的比活度 單位: Bq/s

	第一組	第二組	第三組
9 年 Infinia	48644.12	47827.94	47006.32
6 年 Infinia	48758.38	47920.40	47191.32

結果

經過一個月的均勻度與靈敏度統計，計算出 9 年的攝影機均勻度平均值為 2.49 (第一偵測頭 2.71, 第二偵測頭 2.28)，靈敏度平均值為 14.01 counts/sec (第一偵測頭 14.03, 第二偵測頭 14)；6 年的攝影機均勻度平均值為 2.96 (第一偵測頭 3.16, 第二偵測頭 2.76)，靈敏度平均值為 14.07 counts/sec (第一偵測頭 14.06, 第二偵測頭 14.09) 兩台的均勻度都在 2 個標準差範圍內，如 Table 3。可推測當均勻度穩定時靈敏度也會相對的穩定，對於定量分析的數值也會更有可信度。

Table 3. 兩台儀器的平均計數率與均勻度

	9 年		6 年	
	Detector 1	Detector 2	Detector 1	Detector 2
平均 count rate	14.03	14.00	14.06	14.09
uniformity	2.71	2.28	3.16	2.76

從重建後的影像目視可觀察到最小的孔徑為 1.14 公分，切片厚度越厚、小孔徑越不好目測，如 Figure 2 和 Figure 7。在假體實驗定量分析，可以發現新機器的差距會比舊機器來的小，但本科兩台機器年限相差不大故其差距可以忽略，未來本科若有新購儀器便可再比較 10 年以上是否有明顯差別。若以掃描模式來看，臨床掃描模

6 年儀器 第一組掃描模式

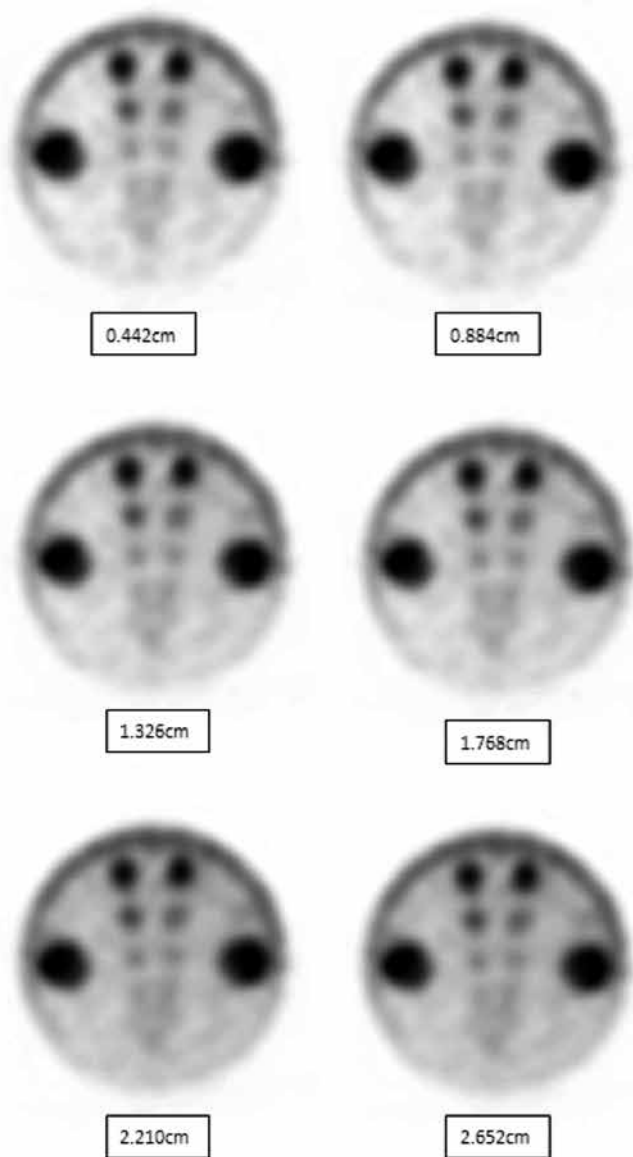


Figure 2. 6 年儀器，第一組掃描模式經過不同切片厚度重建之影像。

式差距最小，因為 detector 會自動偵測最接近物體的距離，所以得到的總計數值會比另外兩組模式高。

使用 FBP 重建影像，可以得到下列結果：

1. 孔徑越大，誤差越大。
2. Butterworth 的誤差最小，其次為 Metz、Hamming。三種濾波器都是 0.884 公分的切片厚

6 年儀器 第二組掃描模式

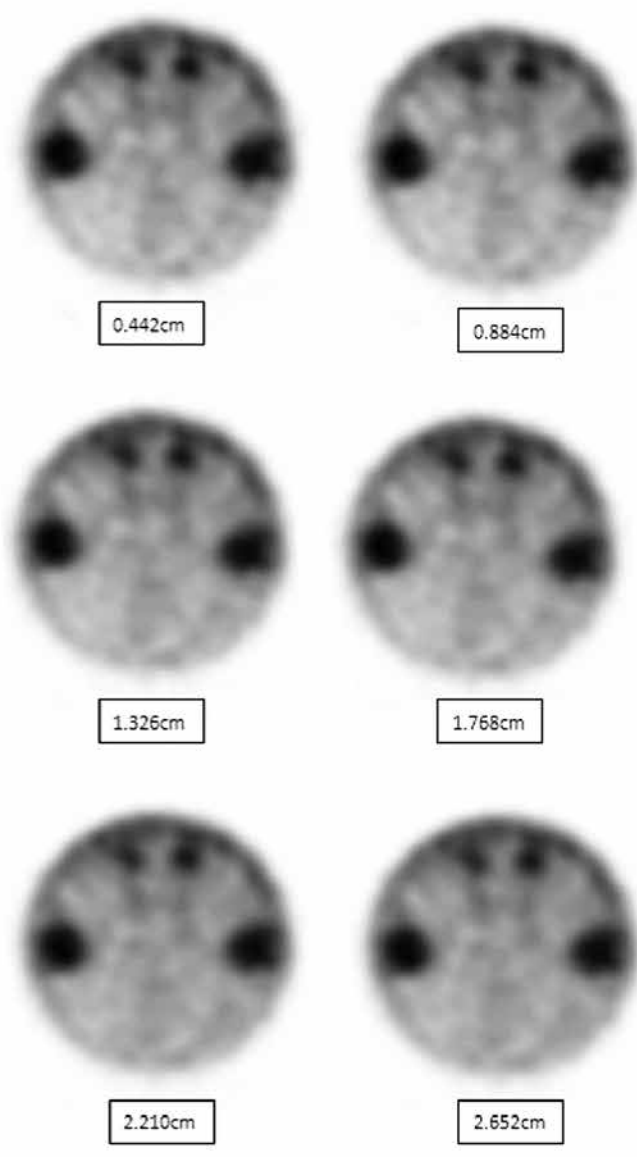


Figure 3. 6 年儀器，第二組掃描模式經過不同切片厚度重建之影像。

度最接近實際值，如 Table 4 和 Table 5。切片厚度小於 0.884 cm，所得的計數值會比較高；反之，大於此厚度得到的計數值偏低。

經過濾反投影法的比較後，可以知道使用臨床掃描模式、套用 Butterworth filter 最為接近實計數值；同樣選用 Butterworth filter 搭配疊代運算法中的序列子集均值與

6 年儀器 第三組掃描模式

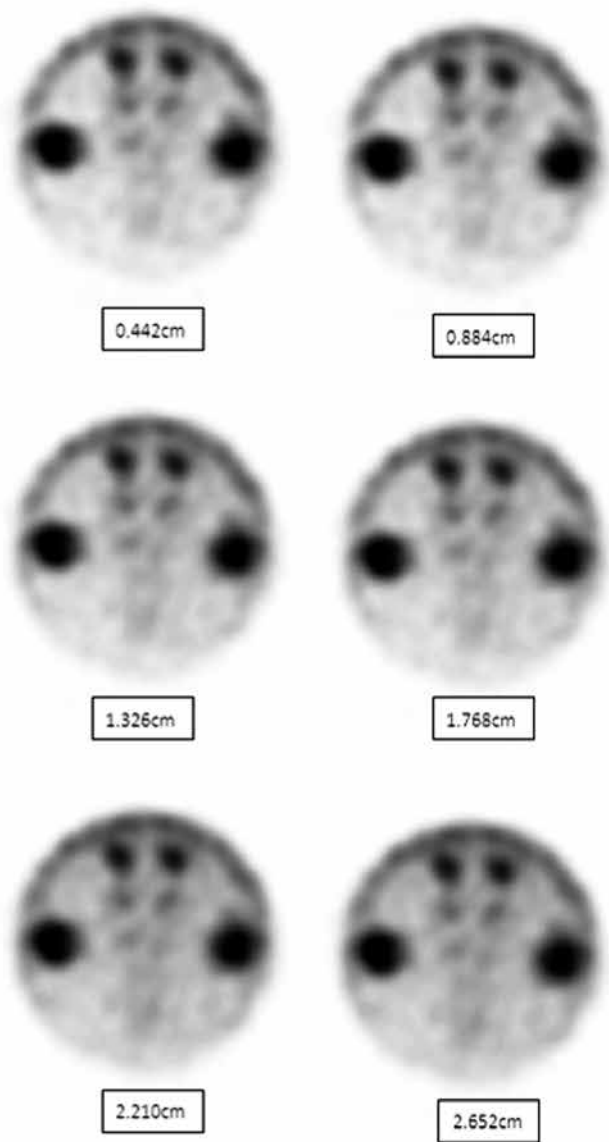


Figure 4. 6 年儀器，第三組掃描模式經過不同切片厚度重建之影像。

9 年儀器 第一組掃描模式

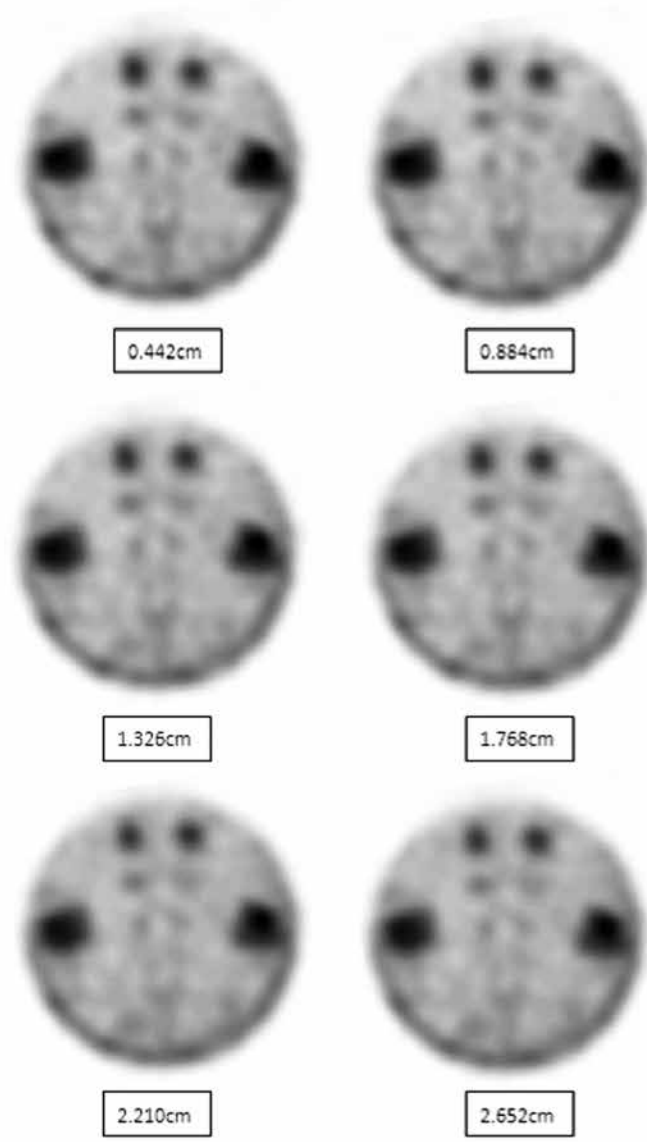


Figure 5. 9 年儀器，第一組掃描模式經過不同切片厚度重建之影像。

9 年儀器 第二組掃描模式

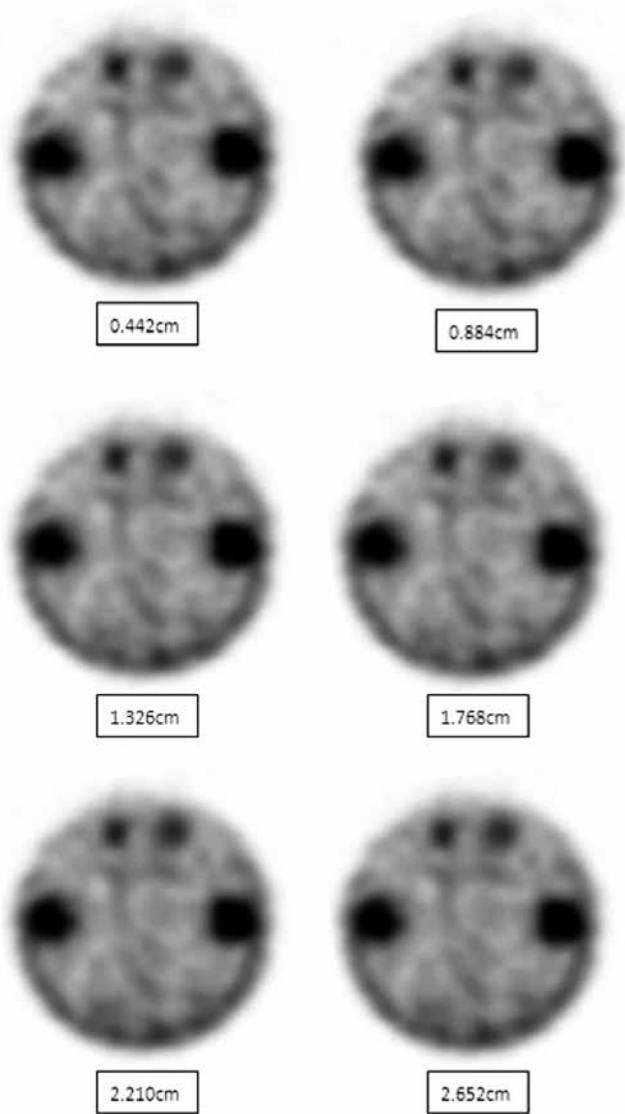


Figure 6. 9 年儀器，第二組掃描模式經過不同切片厚度重建之影像。

9 年儀器 第三組掃描模式

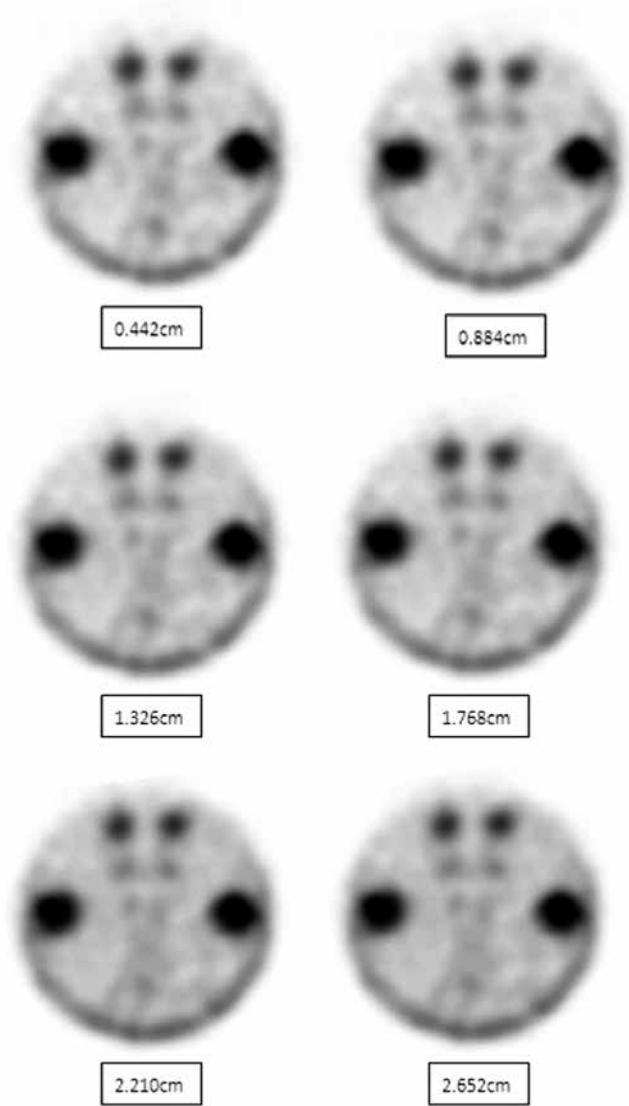


Figure 7. 9 年儀器，第三組掃描模式經過不同切片厚度重建之影像。

Table 4. 由上到下，左到右為 6 年機器切片厚度為 0.884 cm，三種濾波器影像計數值與計算值曲線比較

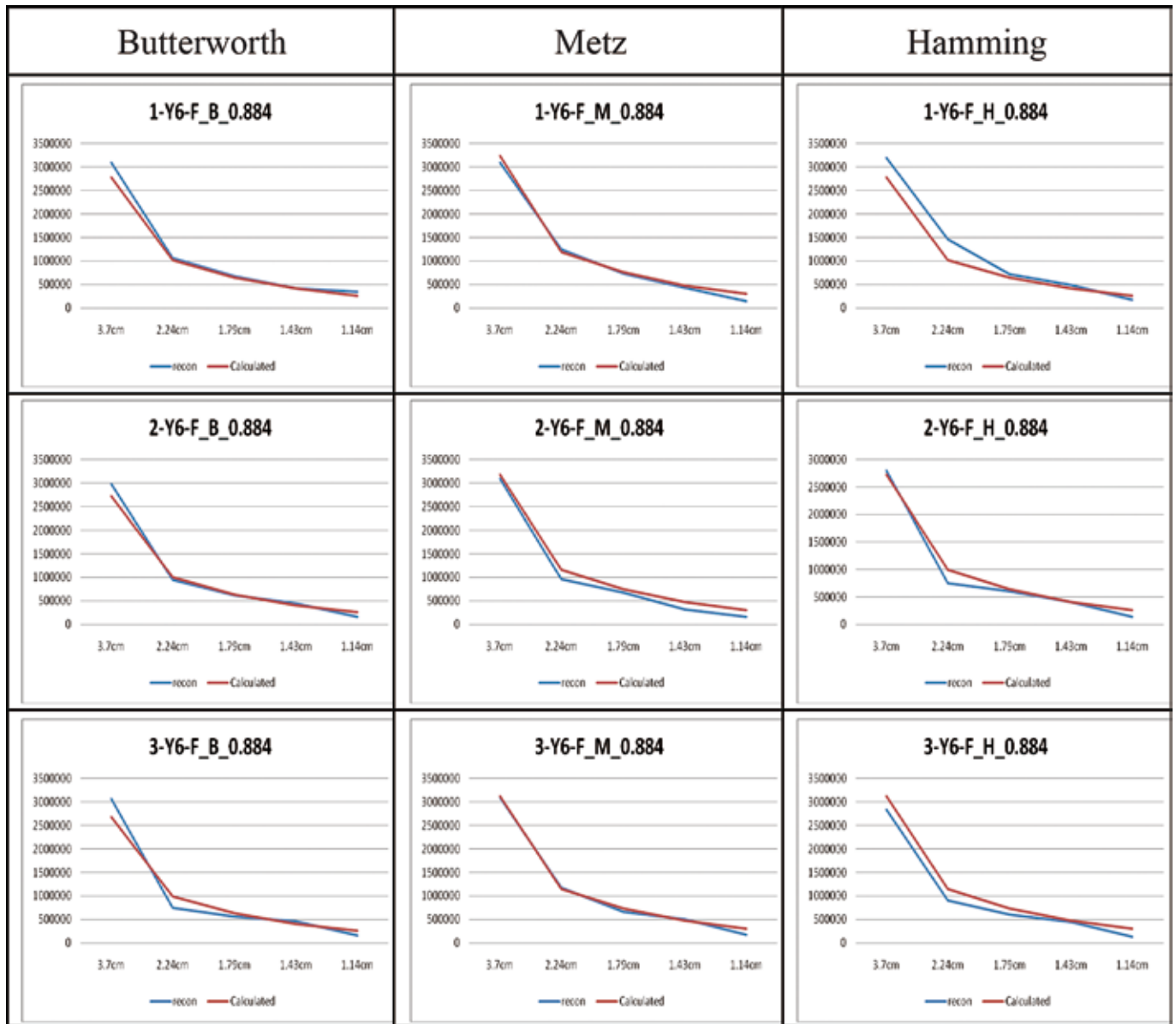
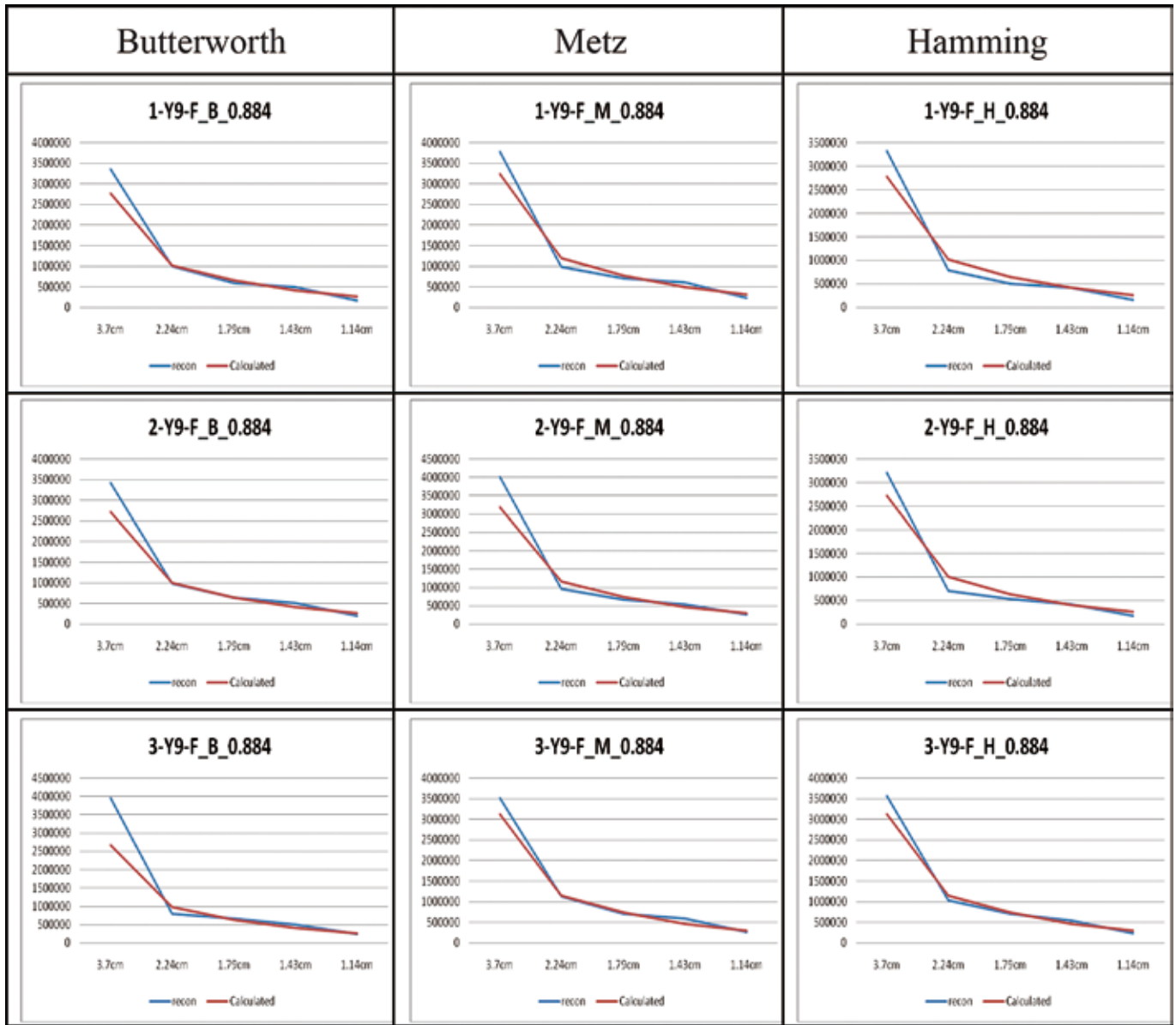


Table 5. 由上到下，左到右為 9 年機器切片厚度為 0.884 cm，三種濾波器影像計數值與計算值曲線比較



最佳化演算，在大孔徑的數值幾乎與計算值一樣 [5]，反倒是孔徑越小誤差越大，如 Table 6。

討論

在 2010 年所發表的“濾波反投影法參數設定的假體研究” [4] 結果指出，部分體積效應會使得影像模糊而導致測量的直徑失真。而經由本次定量分析實驗得到的數值來看，切片厚度越小得到的影像計數值越高，切片厚度大於 0.884 cm，則得到較低的計數值且切片厚度越厚越明顯。因此，可以推測當切片厚度較小時，ROI 內的計數值會因為過度的均等化而導致計數率偏高，厚

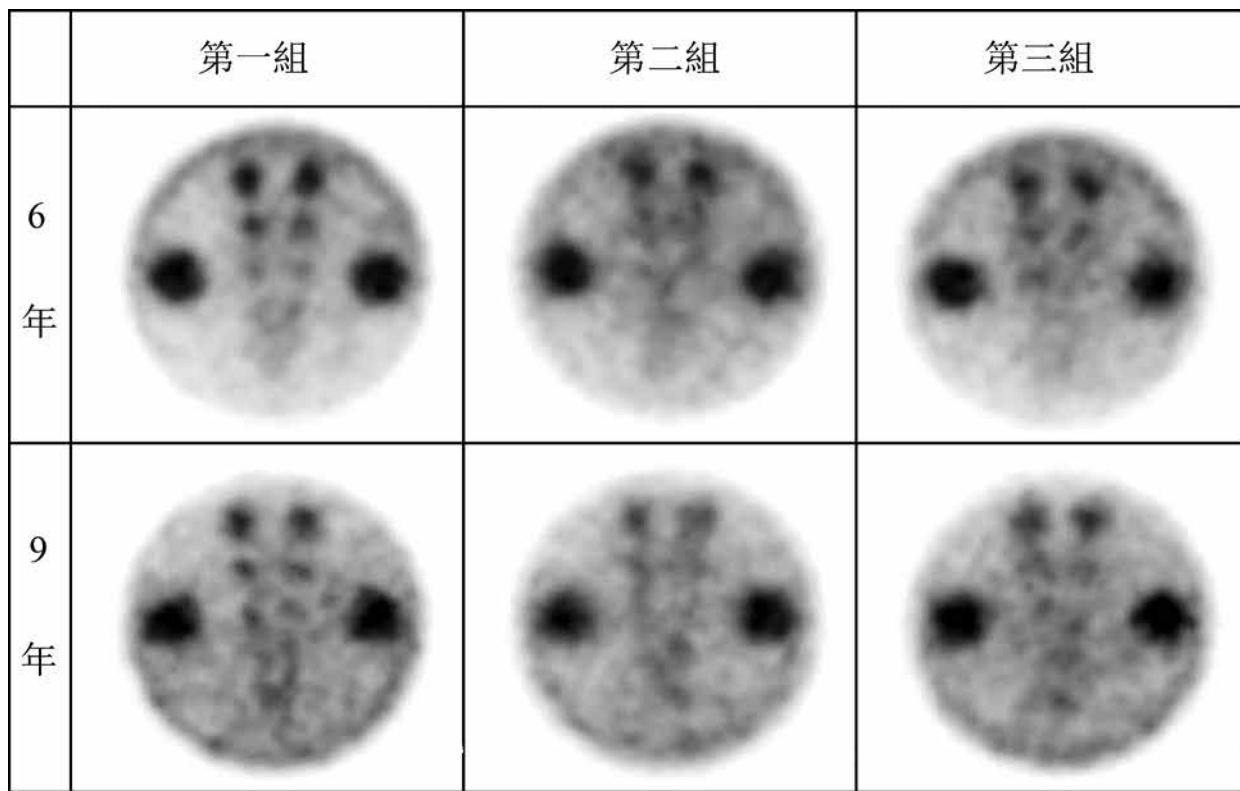
度越厚則會因為取樣體積變大的關係而使得計數率被低估。[6]

在假體實驗中可以發現，使用 FBP 重建後，大孔徑的計數率與計算值差異最大，隨著孔徑變小誤差也會跟著越小。使用 OSEM 重建，在大孔徑的誤差比 FBP 小，但孔徑越小的誤差反倒會比 FBP 來的明顯。從影像上可以看出 OSEM 重建後的影像在小孔徑的部分幾乎與背景值接近，故可推測經過疊代的運算後，小孔徑的邊緣被模糊化導致背景值提高、ROI 內的計數值也跟著降低，如 Table 7。

Table 6. 使用 Butterworth filter，比較 FBP 和 OSEM 分別與計算值之差異

		3.7 cm	2.24	1.79	1.43	1.14
9 年	FBP	1.21	0.98	0.91	1.89	0.62
	OSEM	1.03	0.78	0.80	0.92	0.63
6 年	FBP	1.12	1.04	1.04	1.02	1.32
	OSEM	1.00	1.02	0.78	0.83	0.51

Table 7. 此為切片厚度 0.884 cm OSEM 重建後的影像，可以看出背景的地方比較明顯



結 論

儀器均勻度與靈敏度對定量分析有很大的關係，故要每天實作均勻度品質控制來監測。進行定量分析時，最好使用 OSEM，Butterworth filter Critical Frequency：0.5、Power：3 重建參數且切片厚度要符合加馬照相機的解析度才會是最接近實際值。

參考文獻

1. 以每日均勻度 (uniformity) 品管指標來監控機器之穩定度。林穎稚、管子葳、杜高瑩、鄭雯文。核醫技術學雜誌 2009；6：13-19。
2. Kjell Erlandsson et al's: A review of partial volume correction techniques for emission tomography and their applications in neurology, cardiology and oncology. Phys. Med. Biol. 57 (2012) R119-R159.
3. PET/SPECT Phantom model 76-823 specification. 取自：<http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/nuclear-medicine/quality-control-phantoms/76-823-pet-spect-performance-phantom.htm?pid=55291>
4. 濾波反投影法參數設定的假體研究。鄭雯文、梁硯滋、杜高瑩。核醫技術學雜誌 2010；7：11-17。
5. Ronald Boellaard, Arthur van Lingen, and Adriaan A. Lammertsma. Experimental and Clinical Evaluation of Iterative Reconstruction (OSEM) in Dynamic PET: Quantitative Characteristics and Effects on Kinetic Modeling. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE • Vol. 42 • No. 5 • May 2001.
6. Quantitative Nuclear Medicine Imaging: Concepts, Requirement and Methods. IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No.9.

Sensitivity Test of Gamma Camera – Phantom Experiment

Wen-Wen Cheng^{1*}, Kao-Yi Tu², Yi-Ting Kang¹, Wei-Ming Chi¹

¹*Department of Nuclear Medicine, MacKay Memorial Hospital Danshui Branch*

²*Department of Nuclear Medicine, MacKay Memorial Hospital Taipei Main Branch*

Background: In 2009, Lin et al.'s Investigation indicated a correlation between uniformity and sensitivity. We also wanted to establish what effect uniformity and sensitivity had on quantitative analysis. In this experiment, we recorded and observed daily uniformity and sensitivity first then figured out the correlations between all. Based on 2010, Cheng et al. had found the parameters for the most accurate measurement of diameter. We used the same parameter in this experiment and found out that the sensitivity of the machine and slice thickness influence on quantitative analysis.

Material and Method: We had two Infinia gamma camera machines of the General Electric Company. We used 10 mCi Co-57 flood source to do a uniformity test before practicing clinical. We recorded sensitivity variability of the machine everyday that was the same distance and dose. The phantom we used is model 76-823 made by the Fluck Company. Water was filled into tank and injected with 10 mCi ^{99m}TcO₄⁻, the image collection setting was 5 seconds and 3 degrees per frame, the matrix size was 128 x 128, using simultaneous dual detector scan. For establishing discrepancy between sensitivity and count rate, we designed three scan methods in the experiment. After each image acquisition, we used the same reconstruction parameters as experiment from 2010 and analyzed the area count of different slice thicknesses via Excel.

Results: After recording and calculating, the average uniformity to be 2.73 and the average sensitivity was 14.04 counts/second. Both of them were within the two standard deviation. So we could assume while uniformity was stable, sensitivity was a relatively stable. The results of the quantitative analysis proved to be reliable. The closest real counts we could get were 0.884 cm slice thickness in the phantom experiment no matter which filter. In all of the filtered back projections, using the butterworth filter was the closest to the real counts. Though using the OSEM and the butterworth filter provides a closer result.

Conclusion: There was a strong correlation between uniformity and sensitivity on quantitative analysis. We needed to practice uniformity quality control everyday. For processing quantitative analysis, the best reconstruction parameter is the OSEM and the butterworth filter with Critical Frequency: 0.5, Power: 3. Plus, the slice thickness and resolution of the gamma camera are required to be the same.

Key words: filtered back projection, OSEM, quantitative analysis

J Nucl Med Tech 2017;14:9-18

Received 2017/11/8

Corresponding author: Wen-Wen Cheng

Department of Nuclear Medicine, MacKay Memorial Hospital Danshui Branch

Address: No. 45, Minsheng Rd., Tamsui Dist., New Taipei City 251, Taiwan (R.O.C.)

Tel: (02) 2809-4661 ext. 2299 Email: chengwwnike@yahoo.com.tw

核醫造影檢查輻射劑量資訊系統設計

杜高瑩^{1*} 陳元龍²

¹ 馬偕紀念醫院 核子醫學科

² 陽明資訊科技股份有限公司

前言：核子醫學造影檢查是將放射性造影劑藉由靜脈注射，呼吸道或消化道進入體內，因藥物的特性會聚集於特定的器官或區域，再由偵測器或造影機來偵測訊號以成像方式達到診斷的目的。因此當輻射進入人體內其輻射的劑量是否會影響人體健康，則是一般人所顧忌到的問題。核子醫學檢查所使用的放射性藥劑，對於人體的傷害究竟有多少，一直以來都是爭議的課題。

就核子醫學檢查而言，所使用的放射性造影劑，必須是短半衰期，無毒性且容易代謝的藥劑為主，因此相對於其放射性檢查而言，其輻射劑量是相對的低。以最常見的骨骼掃描而言，輻射劑量為 4.5 mSv，心臟灌注掃描為 20 mSv，相較於電腦斷層掃描 2 mSv（頭部）7 mSv（胸部），17 mSv（心臟）是沒有多大的差異。因此對於檢查所接受的輻射劑量實在無需過度疑慮。

為使接受核醫造影檢查的病人能夠清楚了解接受檢查所承受的輻射劑量，我們利用資訊系統來呈現每位病人於該次造影檢查中所接受的輻射劑量，並提供相關的比對資訊，如一般胸部 x 光檢查，電腦斷層檢查，天然背景輻射等等。以期讓接受檢查的病人能夠清楚的了解醫療輻射並不可怕。同時對於三個月內，病人於本科接受的檢查輻射量，能夠提醒醫師是否會危害病人的健康。進而達到管控的目的。

材料與方法：MIRD 是估算體內輻射劑量最常使用的方式，我們以 MIRD 為劑量計算的基礎，分別對於核子醫學造影檢查所使用的放射性藥劑的基本輻射量建立參考表，並透過排程系統中，檢查代碼與病人體重，來計算

檢查所需之劑量，然後再與輻射劑量參考表相乘，及可計算出該項檢查病人所接受之輻射劑量。除此之外，藉由資料庫管理系統，同時記錄病人之檢查輻射劑量，並於病人排程時，計算出病人於三個月內所接受的輻射劑量總量。

結果：為了讓接受核醫造影檢查的病人對於輻射劑量能有基本的了解，因此我們設計一份輻射劑量比對表，提供給病人相關的輻射資訊，包括本次與三個月內的輻射劑量值，醫療輻射參考輻射劑量與非醫療的參考輻射劑量對照表，如此在病人排程或報到時，提供病人相關的資訊，減少病人因不了解而產生的疑慮。

討論與結論：放射醫學影像是提供醫師診斷病情的利器，雖然診斷醫療輻射不會影響到正常人的健康，但是過多的輻射也是會有影響。因此資訊透明化是當前重要的課題，不僅是核醫檢查的輻射劑量需有系統的管理，我們的目標是建立一套輻射劑量警示系統，整合所有輻射醫療檢查的劑量資訊，與醫令系統聯結，適時提醒門診醫師或主治醫師對於輻射檢查的使用程度，以避免病人因重複的檢查而增加輻射的曝露。同時也可減少不必要的醫療資源浪費。

關鍵詞：核醫造影，體內劑量

核醫技學誌 2017;14:19-26

前 言

核醫造影檢查對病人而言，究竟是接受了多少的輻射劑量，始終沒有一個參考的依據，一般而言，核子醫學造影檢查是將放射性造影劑藉由靜脈注射，呼吸道或

受理日期：106 年 11 月 18 日

通訊作者：杜高瑩

單位：馬偕紀念醫院 核子醫學科

住址：台北市中山北路二段 92 號 4 樓

電話：(02) 2543-3535 分機 2299 電子信箱：kennytu990@gmail.com

消化道進入體內，因藥物的特性會聚集於特定的器官或區域，再由偵測器或造影機來偵測訊號以成像方式達到診斷的目的。因此當輻射進入人體內其輻射的劑量是否會影響人體健康，則是一般人所顧忌到的問題。核子醫學檢查所使用的放射性藥劑，對於人體的傷害究竟有多少，一直以來都是爭議的課題。

為使接受核醫造影檢查的病人能夠清楚了解接受檢查所承受的輻射劑量，我們利用資訊系統來呈現每位病人於該次造影檢查中所接受的輻射劑量，並提供相關的比對資訊，如一般胸部 X 光檢查，電腦斷層檢查，天然背景輻射等等。以期讓接受檢查的病人能夠清楚的了解醫療輻射並不可怕。同時對於三個月內，病人於本科接受的檢查輻射量，能夠提醒醫師是否會危害病人的健康。進而達到管控的目的。

文獻探討

自從日本福島核電廠發生事故以來，國人對於輻射的關注越來越重視，特別是醫療檢查所接受的輻射，開始注意到本身的權益，究竟接受放射線診斷攝影時，所接受的輻射量有多少？會不會導致嚴重的可能，兒童接受 X-光攝影，會不會影響發育？種種輻射相關的問題如雨後春筍般的浮現，造成一線工作人員的工作負荷增加。相對也衍生出不少問題與糾紛。

對於醫療輻射所造成的輻射劑量，有許多的文獻探討，醫療輻射劑量來源，絕大多數來自診斷 X-ray，這部分是以穿透式輻射來達成診斷攝影的目的，因此評估此類的輻射劑量皆以直接量測的方式進行評估，核子醫學檢查的方式，不同於穿透式影像攝影，它是藉由注射或吸入，口服方式進入人體內，依據不同的藥物作用，分布於特定的區域，以發射式輻射放出輻射訊號，因此輻射的來源來自體內。所以在輻射劑量評估時，有別於傳統測量方式，多採用劑量率的方式進行評估。

方法

如何將輻射劑量資訊連結到核子醫學資訊系統 (NMIS)[1] 中，是規劃系統功能的重點（圖一）。首先我們考量呈現病人的檢查劑量的方式，採用衛教單張的方式來呈現，當病人於排程檢查時，依據檢查申請單的資料，會連結出病人的年齡與體重，以及檢查項目。

MIRD 是估算體內輻射劑量最常使用的方式，我們

以 MIRD 為劑量計算的基礎 [2]，分別對於核子醫學造影檢查所使用的放射性藥劑的基本輻射量建立參考表，並透過排程系統中，檢查代碼與病人體重，來計算檢查所需之劑量，然後再與輻射劑量參考表相乘，及可計算出該項檢查病人所接受之輻射劑量。除此之外，藉由資料庫管理系統，同時記錄病人之檢查輻射劑量，並於病人排程時，計算出病人於三個月內所接受的輻射劑量總量。

對於評估體內劑量的方式，一般可分為兩種方式：

(1) 傳統計算方式 (classical method)，(2) 吸收劑量分率 (fraction of absorbed dose)。^[3]

(1) 傳統計算方式：

傳統體內劑量計算方式，是依據體外劑量量測的方式，來評估體內劑量，如使用 TLD 直接量測，其優點在於較精確的反映出劑量接受的大小，對於一般工作人員，配帶膠片配章藉以度量全身劑量及為一典型的量測方式。

(2) 吸收劑量分率：

吸收劑量分率的計算方式，是依循著 MIRD 的計算準則，MIRD 的計算是模擬人體的各項參數（如組織成份，器官大小及重量…等等），藉由估算的方式來計算體內的劑量大小 [4]。

在作業系統中，我們建置一個體內劑量（全身吸收劑量分率）的管理程式，管理者可藉由管理介面，定期依照 MIRD 修訂公告的各種藥物所造成全身劑量的吸收劑量分率表（即 S 劑量對照表）進行更新，作業系統中，對於各項核子醫學檢查會依據受檢病人的體重與年齡計算所需注射的放射藥物的放射活度，如此該檢查患者的當次檢查輻射劑量，會依據檢查項目對應到我們設定的 S 劑量 [5] 對照表上的劑量率，與該病人注射的活度乘積，即為當次核子醫學造影檢查所接受的輻射劑量。

結果

為了讓接受核醫造影檢查的病人對於輻射劑量能有基本的了解，因此我們設計一份輻射劑量比對表，提供給病人相關的輻射資訊，包括本次與三個月內的輻射劑量值，醫療輻射參考輻射劑量與非醫療的參考輻射劑量對照表（圖二），如此在病人排程或報到時，提供病人相關的資訊，減少病人因不了解而產生的疑慮。



圖一：輻射劑量資訊查詢系統畫面。

輻射劑量比對表可分為兩個部分，上半部為檢查項目，病人的基本資料，另外還有使用之藥物，以及藥師姓名，可以用來當作處方籤的說明。下半部則是該次檢查所接受的輻射劑量，其來源依據檢查使用之藥物種類造成受檢者的輻射吸收分率，與注射活度的乘積，為此次檢查的輻射劑量，同時會累進顯示首檢者於三個月內，接受核子醫學檢查所累積的輻射劑量。最下端則顯示非醫療輻射與常見之醫療輻射所造成人體輻射劑量的對照表。此目的可讓民眾了解核子醫學檢查所造成個人的輻射劑量的大小。

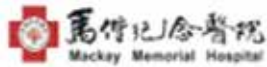
系統中會將每個人的檢查劑量以資料庫的模式儲存紀錄。因此短期病人要求提供輻射劑量表，可藉由核子醫學科作業系統直接列印給病人，長期而言，對於研究核子醫學造影檢查所衍生的輻射劑量，可依藥物，檢查項目，年齡性別等進行統計分析，對於如何減少病人醫

療輻射劑量的研究，相當有幫助（圖三～七）。

討論

核子醫學檢查主要是以功能性的檢查為主，因此需利用放射性藥物輸入人體中，長時間觀察藥物的分布與作用情況。所以輻射存在人體的時間就會比較久。相對的病人所接受的輻射劑量會比較多些。因此我們使用體內輻射劑量的評估方式，除了了解放射性藥物的分布與代謝狀況外，還必須兼顧留存於體內的輻射會不會造成病人的危害，所以以體內劑量評估是比較客觀的測量方法。

MIRD 每年都會檢討各項藥物的吸收輻射分率，定期公告修正的結果，因此我們在系統中加入了劑量分率的管理作業，可不定期以管理者權限進行修訂，確保給予病人的資訊為正確的訊息。



核子醫學檢查 輻射劑量比對表

45 8 譚 男 生日: 88/07/07 (84歲) 98Kg
 申請單號: 20099348004 開單日期: 101/06/26 開單醫師: 林慈君
 排檢日期: 101/06/28 08:20
 檢查名稱: MYOCARDIAL PERFUSION SCAN WITH SPECT STUDY

檢查碼	針劑名稱	劑量	途徑	mSv/mCi
63674	Tc99m MIBI	40 mCi	IV	0.4995

調劑藥師: 新吉美碩

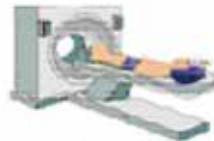
輻射劑量:

本次檢查的全身輻射劑量為 **19.98** mSv
 三個月內接受本科檢查輻射劑量累計 **19.98** mSv

參考醫療輻射劑量:



胸部X光檢查: 0.02 mSv



電腦斷層掃描: 頭部(2mSv)胸部(7mSv)心臟(16mSv)

參考非醫療輻射劑量:



台北往返美國西岸: 0.08 mSv



天然背景輻射: 1.6mSv/年



一般民眾(不含天然與醫療): 1mSv/年



輻射工作人員: 20mSv/年

資料來源 行政院原子能委員會

圖二: 個人核子醫學檢查輻射劑量表與處方籤。



圖三：輻射劑量管理介面。

核醫科用檢查碼

序	院內碼	Modality	部位	劑量	IC卡醫令類	健保代碼	IC卡部位	(成人) $\mu\text{Sv}/\text{mCi}$	(<15歲) μSv
63600	NM	A	0.1mCi	3				0.407	0.407
63601	NM	A	0.1mCi	3		26005B		0.407	0.407
63602	NM	A	5mCi	3		26004B		0.407	0.518
63603	NM	A	0.1mCi	3				0.407	0.407
63604	NM	A	0.1mCi	3				0.407	0.407
63606	NM	A	0.1mCi	3				0.407	0.407
63607	NM	A	5mCi	3				0.407	0.518
63608	NM	H	2mCi	3		26012B		0.407	0.407
63609	NM	A	20mCi	3		26055B		0.4995	0.5
63610	NM	D	20mCi	3				0.303	0.303
63611	NM	C	20mCi	3		26029B		0.225	0.225
63612	NM	H	5mCi	3		26030B		4.07	5.55
63613	NM	E	5mCi	3		26016B		0.518	0.666
63614	NM	K	5mCi	3				0.518	0.666
63615	NM	E	5mCi	3		26040B		0.814	0.999
63617	NM	F	5mCi	3		26020B		0.592	0.592
63618	NM	K	20mCi	3				0.287	0.355
63619	NM	E	5mCi	3				0.407	0.518
63620	NM	E	5mCi	3				0.407	0.518
63621	NM	B	20mCi	3				0.222	0.129

圖四：S劑量表管理介面。



圖五：檢查項目打藥劑量檔管理介面（一）。

檢查項打藥劑量檔

序為 1 若 同一檢查項有第二項時 序為 2 ... 依此類推

刪	檢查代碼	序	藥劑名稱	劑量	單位
<input type="checkbox"/>	63600	1	I-131 cap	0.1	mCi
<input type="checkbox"/>	63601	1	I-131 cap	0.1	mCi
<input type="checkbox"/>	63602	1	Tc99m	5	mCi
<input type="checkbox"/>	63603	1	I-131 cap	0.1	mCi
<input type="checkbox"/>	63604	1	I-131 cap	0.1	mCi
<input type="checkbox"/>	63605	1	I-131 cap	0.1	mCi
<input type="checkbox"/>	63606	1	I-131 cap	0.1	mCi
<input type="checkbox"/>	63608	1	I-131 cap	2	mCi
<input type="checkbox"/>	63609	1	Tc99m MIBI	20	mCi
<input type="checkbox"/>	63610	1	Tc99m DTPA	10	mCi
<input type="checkbox"/>	63611	1	Tc99m MDP	20	mCi
<input type="checkbox"/>	63612	1	Ga67	5	mCi
<input type="checkbox"/>	63613	1	Tc99m PHYATE	5	mCi
<input type="checkbox"/>	63614	1	Tc99m RBC	15	mCi
<input type="checkbox"/>	63615	1	Tc99m DISIDA	5	mCi
<input type="checkbox"/>	63617	1	Tc99m DMSA	5	mCi
<input type="checkbox"/>	63618	1	Tc99m	5	mCi

放棄[Esc] 新增[F5] 重查[F6] 存檔[F9] Excel 匯出

圖六：檢查項目打藥劑量檔管理介面（二）。



圖七：藥師管理介面。

輻射劑量資訊系統是架構在核子醫學資訊系統之中，建置的方式十分容易，就是資料庫的建立與相互連結而已。但是對於建置後的成果卻是十分令人意想不到。

1. 系統建置後可滿足病人知的權利。降低病人對於核子醫學檢查的恐懼。
2. 資料庫建立後，提供輻射防護研究的參考來源，我們可以藉由輻射劑量的資料，了解核子醫學檢查與輻射的關聯性，進一步探討如何在有效診斷的情況下，適度減少病人的輻射劑量，以確保病人的安全。

資訊透明化之後，減少櫃台人員的工作負荷，對醫師而言，可評估病人輻射劑量的合理性。

結 論

放射醫學影像是提供醫師診斷病情的利器，雖然診斷醫療輻射不會影響到正常人的健康，但是過多的輻射也是會有影響。因此資訊透明化是當前重要的課題，不僅是核醫檢查的輻射劑量需有系統的管理，我們的目標是建立一套輻射劑量警示系統，整合所有輻射醫療檢查的劑量資訊，與醫令系統連結，適時提醒門診醫師或主

治醫師對於輻射檢查的使用程度，以避免病人因重復的檢查而增加輻射的曝露。同時也可不必要的醫療資源浪費。

參考資料

1. 杜高瑩、劉光筠 (2010)，核子醫學資訊系統的設計與開發，*Journal of Nuclear Medicine Technology*, vol. 7, p. 43-52。
2. 黃延城、杜高瑩 (2008)，核醫造影檢查病人對關鍵群組的輻射暴露影響，*Journal of Nuclear Medicine Technology*, vol. 5, p. 55-60。
3. K. Faulkner, D. A. Broadhead and R. M. Harrison (1999). Patient's dosimetry measurement methods. *Radiation and Isotopes* 50, p. 113-123.
4. M. G. Stabin, M. Tagesson, S. R. Thomas, M. Ljungberg and S. E. Strand (1999). Radiation dosimetry in nuclear medicine. *Radiation and Isotopes* 50, p. 73-87.
5. S. Murty Goddu, Roger W. Howell, Lionel G. Bouchet, Wesley E. Bolch and Dandamidi V. Rao (1997), MIRD cellular S Values, SNM MIRD Committee.

Design of Radiation Dose Information System for Nuclear Imaging

Kao-Yin Tu^{1*}, Yen-Long Chen²

¹*Nuclear Medicine Department, Mackay Memorial Hospital*

²*Unimax Co, Ltd.*

Abstract

Since the Fukushima nuclear accident, there were more and more people began to pay attention to the safety of radiation. Especially the use of radiation doses in medical examinations. In the case of nuclear medical examinations, the radioactive contrast agent used must be a short half-life, non-toxic and easily metabolizable agent, and therefore its radiation dose is relatively low relative to its radiological examination.

In order to be able to clearly understand the radiation dose received by the patient undergoing a nuclear medical examination, we designed a radiation dose comparison table to provide patient-related radiation information, including radiation dose values for this and three months, medical radiation reference radiation dose and non-medical reference radiation dose table to remind patients and physicians to pay attention to the safety of radiation.

Our goal is to establish a radiation dose warning system that integrates the dose information of all radiation medical examinations, connect with the medical system. Promptly remind the outpatient physician and attending physician to pay attention to the degree of use of radiation examination, in order to avoid the patient due to repeated examination and increase the exposure of radiation.

Key words: nuclear medicine, in vivo dose

J Nucl Med Tech 2017;14:19-26

Received 2017/11/18
Corresponding author: Kao-Yin Tu
Nuclear Medicine Department, Mackay Memorial Hospital
Address: No. 92, Sec. 2, Zhongshan N. Rd., Taipei City 10449, Taiwan
Tel: (02) 2543-3535 ext. 2299 Email: kennytu990@gmail.com

建立三軍總醫院腦部正子示蹤劑 F-18 Florbetaben 檢查標準流程與影像分析

陳恩賜^{1*} 林立凡¹ 宋岳峰² 王秀珊¹ 曾大維¹ 邱創新¹

¹ 三軍總醫院 核子醫學部暨正子斷層中心

² 三軍總醫院 神經內科部

目的：失智症 (Dementia) 是一種疾病而不是正常的老化現象，很多家屬誤認為老人的老化現象而忽略了就醫治療的需要，失智症病患沒有接受到醫療照顧而持續惡化，造成病患家屬的照顧及經濟問題。最常見的失智症類型是阿茲海默症 (Alzheimer's disease, AD)，佔所有失智症患者人數的 50% 到 70%，因此建立針對阿茲海默症病人腦部診斷工具是相當重要的。近年來核子醫學領域的正子影像及藥物的發展，可藉由腦部對各種示蹤劑攝取的不同，來反映腦部病理變化，幫助診斷阿茲海默症的病變。本研究目的是建立一套正子示蹤劑 F-18 Florbetaben (FBB) 檢查步驟，針對阿茲海默症病人常見的腦部類澱粉蛋白沉積 (Beta amyloid, A β) 進行造影，規範病患檢查步驟、儀器設定及影像判讀建立標準化流程。

方法：我們利用 GE Discovery 710 PET/CT Scanner 觀察了兩位疑似阿茲海默型失智症患者，分別進行了 FBB 藥物注射後 0-20 分鐘的動態影像及 90 分鐘時的靜態影像。利用 Dynamic VUE[®] 分析動態活度的曲線，及觀察靜態影像中 FBB 藥物在腦中累積之影像。藉由 FBB 藥物異常累積在大腦皮層中灰質影像，來協助判定大腦組織中類澱粉蛋白沉積情形。

結果：根據兩位病患 FBB 藥物注射後 90 分鐘之正子腦部靜態影像，可以很明顯的判斷出大腦灰質是否有明顯的類澱粉蛋白沉積，協助診斷是否為阿茲海默型失智症。根據 FBB 藥物注射後立即進行腦部動態影像，觀察時間

對應 FBB 藥物活度的動態曲線，更可協助診斷血管型失智症患者病變區域，有助於核子醫學科醫師鑑別診斷。

結論：我們依據臨床醫師影像需求、藥物檢查注意事項和正子儀器的設定，成功建立腦部類澱粉蛋白沉積專用正子示蹤劑 FBB 檢查標準程序。藉由靜態影像可以協助醫生判定大腦灰質中類澱粉蛋白沉積，協助診斷阿茲海默型失智症，藉由動態影像的曲線變化協助血管型失智症患者病變區域的判定。未來我們將設計一套影像判讀系統，經由軟體自動化處理，增加 FBB 正子影像準確判讀。

關鍵詞：失智症、阿茲海默症 (AD)、F-18 Florbetaben (FBB)、類澱粉蛋白 (Beta amyloid, A β)

核醫技學誌 2017;14:27-36

前言

家中長輩隨著年紀增長，記憶力有可能會有稍微減退是正常的老化現象，但長輩記憶力的退化程度比一般老化的情形來的嚴重很多，甚至認知功能都出現明顯退化的時候，就要考慮有沒有可能是罹患了失智症 (Dementia)。失智症是腦部疾病的其中一類，此症導致患者的思考及記憶長期且漸進式的退化，造成病人心智功能退化、個性改變、迷路、漫遊、躁動、睡眠障礙、妄想或幻覺等症狀、語言問題及行動能力降低，最後導致個人的日常生活起居及行為受到嚴重的影響，也給照顧者帶來相當的不便 [1]。

全球及台灣失智症的人口正在快速增加，根據台灣失智症協會統計 [2]，2017 年全球新增一千萬失智症案

受理日期：106 年 12 月 26 日

通訊作者：陳恩賜

單位：三軍總醫院 核子醫學部暨正子斷層中心

住址：11490 台北市內湖區成功路二段 325 號

電話：(02) 8792-3311 分機 17558 電子信箱：chenenshih@gmail.com

例，且人口近五千萬人，2050年人數將高達1億3,150萬人。根據衛服部的委託的失智症流行病學研究 [3]，估算 106 年 65 歲以上的失智老人將有 253,511 人，佔全部 65 歲以上老人約 7.94%，65 歲以上老人每 13 人有一位失智者，80 歲以上老人每 5 人會有一位失智者，隨著年紀越大盛行率越高。且根據衛服部計畫研究指出，台灣失智症人口將持續攀升，預估民國 120 年將有 46 萬人為失智人口，民國 130 年將有 66 萬人為失智人口，到民國 150 年將有 86 萬人為失智人口，在人口結構少子化及老年化的社會形態下，未來每 100 位台灣人將會有 5 位失智者，是政府相關部門及民間單位要極力重視的問題。

失智症的診斷通常根據病史，由專科醫師經過一系列的認知功能檢測及醫學影像檢查，搭配抽血檢查來找出可能的病因。在醫學影像檢查中以磁振造影 (MRI)、腦部電腦斷層 (CT) 及正子造影 (PET) 為主。磁振造影及腦部電腦斷層影像可以用來診斷腦部的結構變化，PET 則是利用特定造影藥劑來評估功能性變化。葡萄糖的類似物標幟正子同位素 F-18 FDG，可用來偵測腦部葡萄糖代謝情形，觀察腦部葡萄糖代謝的情形，有可能在腦部尚未發生明顯結構變化前診斷出阿茲海默症，目前在臨床可使用葡萄糖正子造影來鑑別阿茲海默症與顛葉型失智症。

隨著正子藥物的研究與發展，PET 除了可觀察腦部葡萄糖代謝，利用其他造影藥劑也可以觀察阿茲海默症的特殊神經病理發現。阿茲海默症最早於 1906 年，由德國精神病學家和病理學家愛羅斯·阿茲海默 (Alois Alzheimer, 1864 年 6 月 14 日 - 1915 年 12 月 19 日) 首次發現而命名，病理改變主要為皮質瀰漫性萎縮，溝回增寬，腦室擴大，神經元大量減少，並可見大腦灰質中有老化斑塊 (senile plaques) 及神經纖維糾結 (Neurofibrillary tangles, NFTs) 等病變 [4]，目前研究中發現老化斑塊最主要是由腦部類澱粉蛋白沉積 (Beta amyloid, A β) 堆積而形成。目前可用於臨床阿茲海默症病人之正子造影藥劑包括 F-18 Florbetapir、F-18 Florbetaben [5] 及 F-18 Flutemetamol，可早期偵測腦部是否有 A β 沉積，幫助臨床診斷是否為阿茲海默型失智症，使治療方向更明確。三軍總醫院近來致力於神經影像學研究 [7]，積極導入新穎腦部類澱粉蛋白沉積 (Beta amyloid, A β) 專用正子示蹤劑 (F-18 Florbetaben, F-18-FBB) 檢查，類澱粉蛋白沉積為阿茲海默症病人腦部最常見的病理變化，

也被認為最有可能是引發阿茲海默症之原因，透過 F-18 Florbetaben 正子造影檢測結果，經由神經影像判定腦部 β 類澱粉蛋白老化斑塊密度，可有效協助臨床早期診斷阿茲海默症。藉由正子 F-18 Florbetaben 藥物影像的判讀結果來介入治療，減緩阿茲海默症病人退化的進程，避免非阿茲海默症病人因用藥錯誤，而產生的不必要副作用。Florbetaben 此一藥劑在歐洲、美國、韓國已陸續於 2014 及 2015 年核准使用，臺灣目前已有廠商正在向衛福部申請核准中，待核准後三軍總醫院正子中心將會提供此項腦部正子檢查，希望未來可普遍運用以早期鑑別阿茲海默症，造福病患。正子中心目前針對此藥物進行臨床試驗檢查，計畫建立一套嚴謹的病患檢查及造影流程，以期達到最佳的影像診斷品質。

材料與方法

一、建立三軍總醫院正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查作業程序

本檢查在條件設定及步驟上與傳統的 FDG 癌症造影是截然不同的，在 SNM guideline [9] 建議下，放射師參考原藥廠的造影建議及本院機器 GE Discovery 710 PET/CT Scanner 設定考量，本中心為 F-18 Florbetaben 阿茲海默症造影設計了一套標準造影流程 (表 1)，詳細規範病人檢查前後重要注意事項、給藥程序及劑量、正子檢查儀器參數設定及流程等相關設定。

二、三軍總醫院正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查病人注意事項

(一) 病人準備：

1. 病人執行 F-18 Florbetaben 正子造影需禁食 4 小時。
2. 評估病人狀況是否可以合作、是否需要鎮靜、鎮靜藥品及方式選擇。
3. 評估病人是否需要家屬陪同，需要時提出建議。
4. 雖然無法證實藥品是否會影響 FBB 的吸收，請病人於檢查前一日停藥。

(二) F-18 Florbetaben 建議劑量及給藥程序：

1. 建議成人劑量為 300 MBq (8.1 mCi)，最大劑量為 30 微克。慢速靜脈輸注速度為每 6 秒輸注 1 ml，總注射體積不超過 10 ml。
2. 給藥前須檢查注射液，如有懸浮微粒不得使用。

表 1：造影作業流程圖

權責部門	輸入	作業流程	重點提示
正子中心櫃檯	基本資料	病人報到 填寫資料	• 由病人填寫基本資料，並解說流程
正子中心櫃檯	簽署同意書	簽署同意書	• 病人詳讀同意書，並經由解說了解後，簽署檢查同意書
正子中心護理師	前置作業資訊	待檢作業程序	• 造影劑注射前置作業
正子中心護理師	注射藥物資訊	腦部 F-18 FBB 造影劑注射	• 詳細藥物注射時間及殘餘劑量
		↓ 注射完立即造影	
正子中心放射師	造影相關資訊	進行腦部動態 Dynamic 造影(收集 20 分鐘)	• 詳細記錄造影相關各項資料
		↓ 休息 70 分鐘	
正子中心放射師	造影相關資訊	進行腦部靜態 Static 造影(收集 20 分鐘)	• 詳細記錄造影相關各項資料
正子中心放射師	延遲相相關資料	延遲相造影	• 是否延遲相造影由主治醫師決定 • 記錄延遲相相關資料

3. 調劑及給藥時都應採取無菌操作及輻射安全防護措施。
4. 注射本藥前後，應使用活度計量測放射活度，並給予記錄。
5. 本藥不得稀釋使用。
6. 為避免局部外滲影響造影成像品質，本藥需經由靜脈注射，給藥前注入生理食鹽水以確保輸注管路暢通。

三、三總正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查腦部造影步驟

- (一) F-18 Florbetaben 正子造影在藥物注射完畢後勿用食鹽水灌注，病人先平躺於正子掃描儀上，靜脈注射完後馬上進行腦部動態 (Dynamic) 造影 (收集 20 分鐘)，F-18 Florbetaben 腦部動態造影條件設定於表 2-1。
- (二) 於注射 90 分執行 PET/CT 腦部造影。造影範圍為

腦部 1 bed dedicated scan 20 min，掃描起點一定要包含小腦，F-18 Florbetaben 腦部靜態造影條件設定於表 2-2，操作步驟同正子斷層造影中心造影作業程序。

(三) 應用頭架及其他固定帶固定病患頭部，並告知病患切勿移動以免影響影像品質。

四、受試者選擇

本研究的受試者來自三總臨床科部選定參與研究的兩位自願個案，兩位患者在臨床表現上都有失智症的情形，如記憶衰退、心智程度惡化、性格改變…等情況。病人的基本資料如表 3，之後依遵照三總正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查作業程序，進行腦部造影。

表 2-1：F-18 Florbetaben 腦部動態造影條件設定

CT 設定值：

Scan Type	Rotation Time	Detector Coverage	Helical Thickness	Pitch & Speed
Helical	0.5	40 mm	3.75 mm	0/984:1 ; 39.37
kV	mA	mA Range	Noise Index	DFOV
120	Manual mA	250	22	50cm; Soft

PET 設定值：

Scan Time	DFOV	Recon Method	Quantification Method	Filter Cutoff
20 mins	40 cm	VUE Point HD	SharpIR	3 mm
Iterations	Subsets	Matrix Size	VPFX Mode	VIP Mode
6	24	256X256	On	Replay
# of Frames	Time Per Frame	Scan Type		
20	1 min	Dynamic		

表 2-2：F-18 Florbetaben 腦部靜態造影條件設定

CT 設定值：

Scan Type	Rotation Time	Detector Coverage	Helical Thickness	Pitch & Speed
Helical	0.5	40 mm	3.75 mm	0/984:1 ; 39.37
kV	mA	mA Range	Noise Index	DFOV
120	Manual mA	250	22	50 cm; Soft

PET 設定值：

Scan Time	DFOV	Recon Method	Quantification Method	Filter Cutoff
20mins	40 cm	VUE Point FX	SharpIR	3 mm
Iterations	Subsets	Matrix Size	VPFX Mode	VIP Mode
6	24	256X256	On	Record
Scan Type				
Static				

表 3：受檢者年齡、性別、身高、體重及簡易心智量表分數 (MMSE) 基本資料表

	年齡	性別	身高	體重	簡易心智量表分數 (MMSE)
Case A	64 歲	女	155 公分	61 公斤	19/30
Case B	58 歲	女	160 公分	70 公斤	14/30

結果

一、F-18 Florbetaben 藥物注射後 90 分正子腦部靜態影像判讀

F-18 Florbetaben 可以觀察阿茲海默症失智症的特殊神經病理影像：腦部類澱粉蛋白沉積 (Beta amyloid, A β)，此為阿茲海默症病人腦部最常見的病理變化，也被認為最有可能是引發阿茲海默症之原因。圖 1 為 Case A 病患注射 F-18 Florbetaben 藥物後 90 分執行正子腦部靜

態影像橫切面影像。圖 2 為 Case B 注射 F-18 Florbetaben 藥物後 90 分執行正子腦部靜態影像橫切面影像。藉由影像的結果分析，可以很輕易的從橫切面影像判定 Case A 病患腦部白質部分之類澱粉蛋白沉積屬正常情形，而在大腦灰質區塊並沒有很明顯的藥物累積。但 Case B 的 F-18 Florbetaben 藥物在大腦灰質組織中，有明顯的腦部類澱粉蛋白沉積狀況。

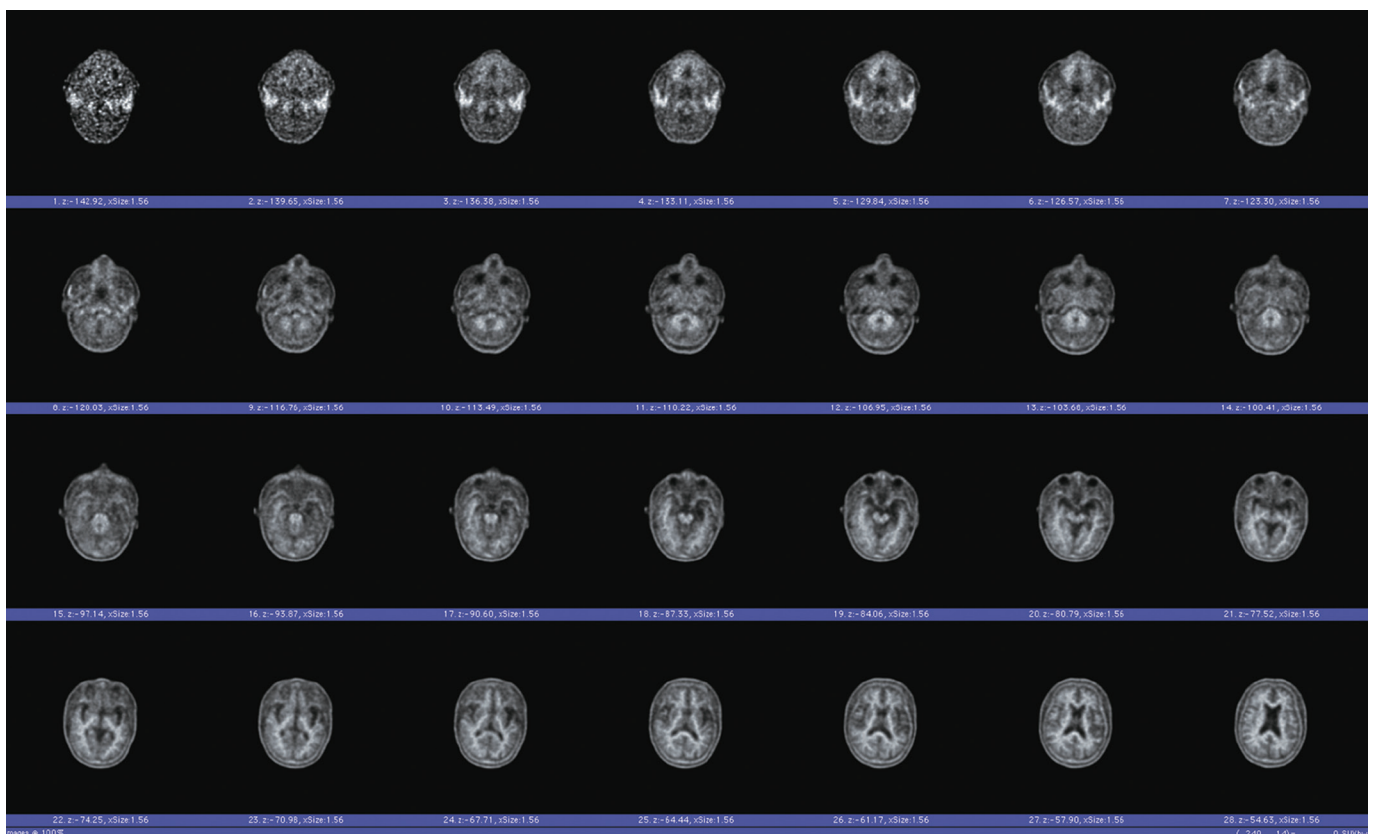


圖 1：Case A 注射 F-18 Florbetaben 藥物後 90 分正子腦部靜態影像橫切面影像。

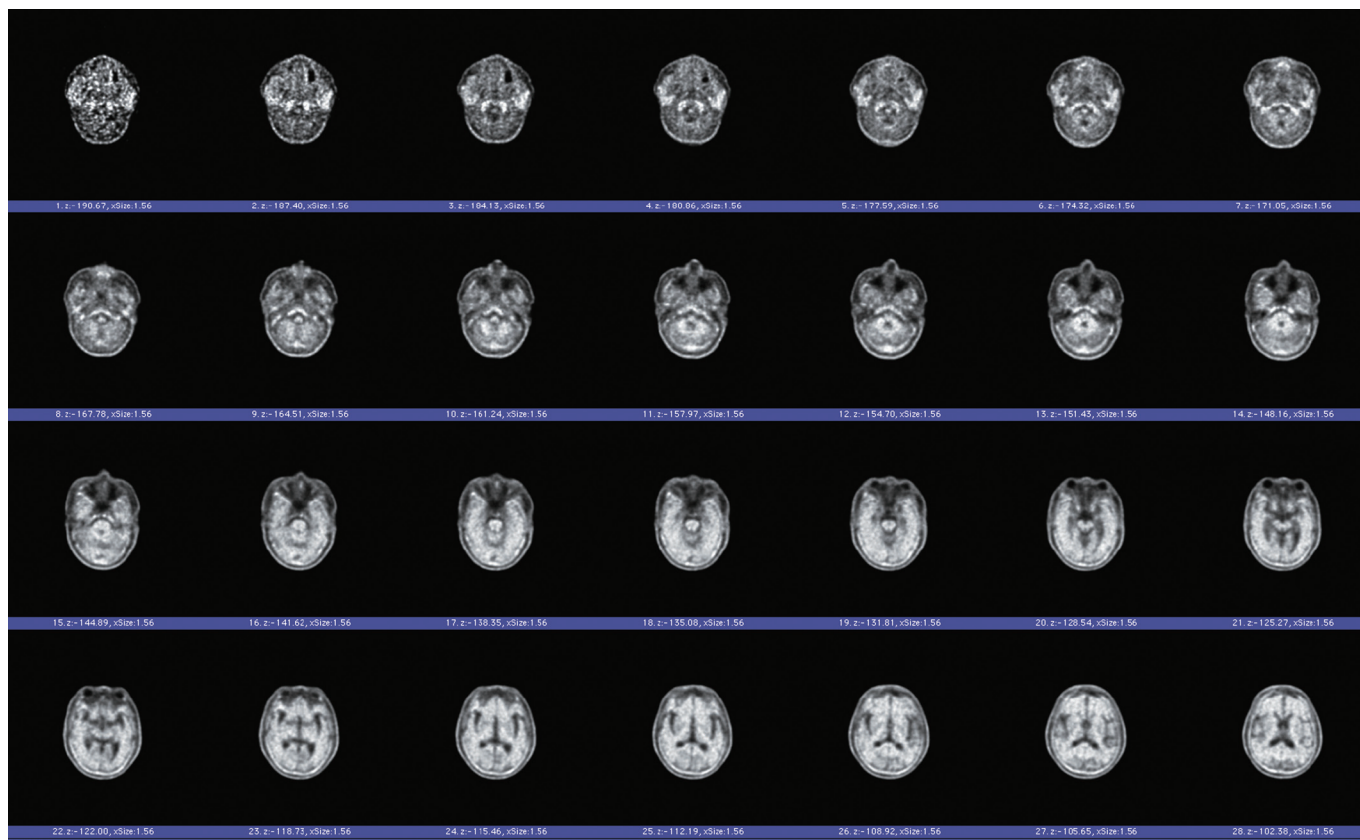


圖 2：Case B 注射 F-18 Florbetaben 藥物後 90 分正子腦部靜態影像橫切面影像。

若我們分別將 Case A 及 Case B 的腦部靜態造影選定一張在腦池附近的局部放大影像如圖 3 及圖 4，則差異更加明顯。由圖 3 可以明顯看出 Case A 的 F-18 Florbetaben 藥物分布在腦池周邊，於其他大腦灰質部位並沒有明顯的分布，可以很明顯的判斷出腦灰質沒有明顯的腦部類澱粉蛋白沉積，因此應不是屬於阿茲海默型失智症患者。然而圖 4 中 Case B 的 F-18 Florbetaben 藥物均勻分布在大腦的灰質中，有明顯的腦部類澱粉蛋白沉積狀況，其為阿茲海默型失智症患者的可能性大幅增加。

二、F-18 Florbetaben 藥物注射後立即進行腦部動態影像判讀

由於失智症患者中有 25% 的患者是屬於血管型失智症 (Vascular dementia, VaD)，臨床上 Case A 病患在電腦斷層造影中在左前方顳葉有明顯的腦部萎縮情形，判



圖 3：Case A 注射 F-18 Florbetaben 藥物後 90 分鐘之正子腦部靜態影像於腦池附近局部圖。

定是應屬於血管型失智症患者，我們可以利用靜脈注射 F-18 Florbetaben 藥物後的立即動態掃描影像，紀錄 F-18 Florbetaben 藥物在腦部血管的動態變化。圖 5 為 Case A 病患注射完 F-18 Florbetaben 藥物動態影像擷取示意圖，

我們分別在病患腦池橫切面附近的左前顳葉區及右前顳葉區圈選相對應的區塊，並且利用 GE 公司 AW 工作站中的 Dynamic VUE 程式畫出時間對應 F-18 Florbetaben 藥物活度的動態曲線（圖 6）。

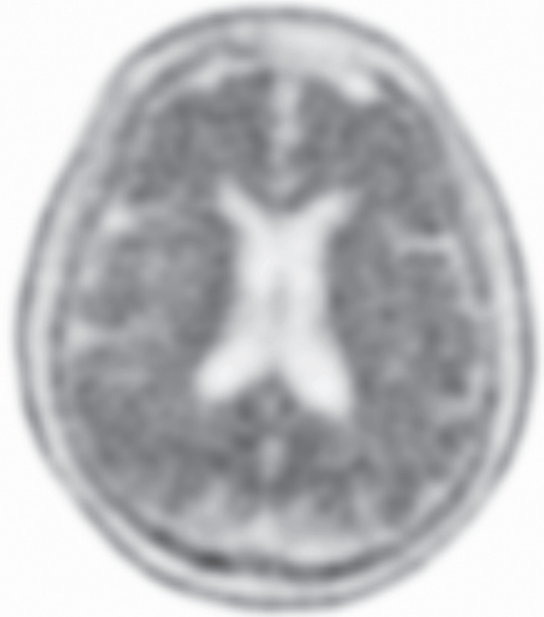


圖 4：Case B 注射 F-18 Florbetaben 藥物後 90 分鐘之正子腦部靜態影像於腦池附近局部圖。

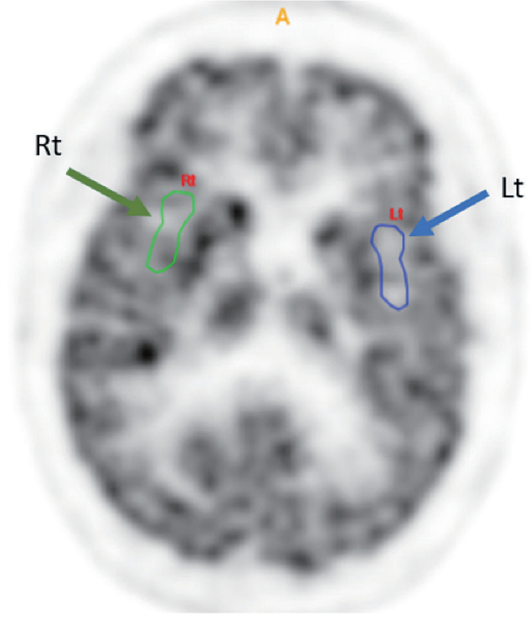


圖 5：Case A 病患動態影像擷取示意圖，圖中左邊區塊 Rt 為病患右前顳葉區，右邊區塊 Lt 為病患左前顳葉區。

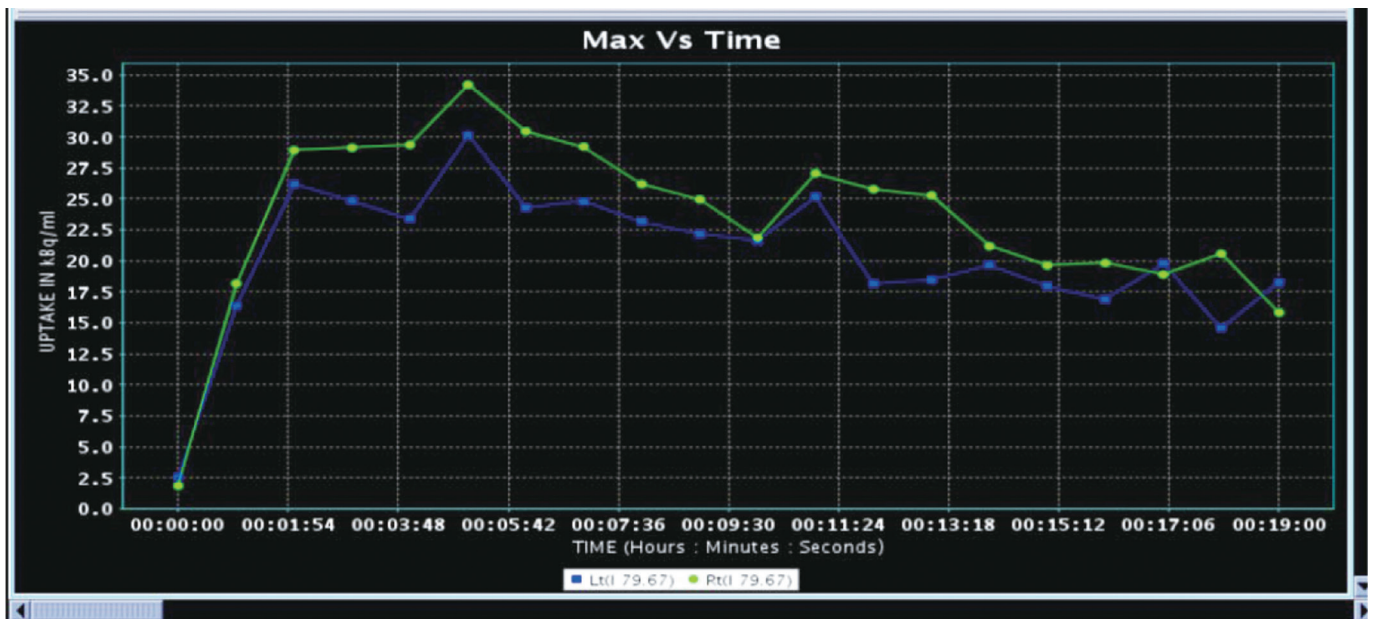


圖 6：Case A 左前顳葉區及右前顳葉區時間對應 F-18 Florbetaben 藥物活度的動態曲線，圖中下方曲線為 Lt 左前顳葉區曲線，上方曲線為 Rt 右前顳葉區曲線。

根據圖 6 顯示，我們從注射 F-18 Florbetaben 藥物後立即記錄動態活度數據，每分鐘記錄一次，總共紀錄 20 分鐘，藉由 Dynamic VUE 程式分析後圖表顯示，下方曲線為左前顳葉區每分鐘的活度會比上方曲線為右前顳葉區來的低，呈現有意義的分布圖象。藉由動態圖表分析可以更進一步確認，藥物在腦區灌注時左前顳葉區是比對側面右前顳葉區活度低，代表左側顳葉血流灌注是比較低的，呼應了 Case A 在電腦斷層所顯示的左前方顳葉腦區萎縮的情形，更加確認 Case A 是屬於左前顳葉區血管型失智症患者。

討 論

失智症 (Dementia) 是一種疾病而不是正常的老化現象，很多家屬誤認為老人的老化現象而忽略了就醫治療的需要，失智症患者沒有接受到醫療的照顧而持續的惡化，造成照顧家屬的家庭及經濟問題。

全球及台灣失智症的人口正在快速增加，根據台灣失智症協會統計 [2]，2017 年全球新增一千萬失智症案例，且人口近五千萬人。根據台灣衛服部委託的失智症流行病學研究，估算 106 年 65 歲以上的失智老人將有 253,511 人，佔全部 65 歲以上老人約 7.94%，65 歲以上老人每 13 人有一位失智者，80 歲以上老人每 5 人會有一位失智者，隨著年紀越大盛行率越高 [3]。在台灣社會少子化及老年化的社會形態下，未來每 100 位台灣人將會有 5 位失智者，是政府相關部門及民間單位要極力重視的問題。

失智症的分類上，最常見是由阿茲海默症 (Alzheimer's disease, AD) 引起，佔約 50~70% 左右，其他尚包括血管型失智症 (Vascular dementia, VaD) 約 25%、路易氏體型失智症 (Dementia with Lewy Bodies, DLB) 約 15%、以及額顳葉型失智症 (Frontotemporal Lobar Degeneration, FTL D)，有少部分的失智症會起因於基因缺陷的家族遺傳 [8]。在流行病學的研究中，失智症顯然是應當被重視的，然而多數人常認為失智症現象如記憶力衰退只是正常的老化現象而忽略，等到更嚴重時產生遺忘、誤認、情緒改變、個性改變、語言表達、迷路、妄想、視幻覺、漫遊或躁動、不恰當的行為、睡眠障礙、行動力降低、生活障礙及大小便失禁...等嚴重的失智症後遺症時為時已晚。

在患者有失智症初期症狀時，藉由醫學影像判定給

予正確的診斷，使用藥物協助病患緩解症狀及衛教，可以將失智症的惡化程度趨緩，提昇失智症病患及家屬的生活品質。最著名的例子就是偉大的美國演員羅賓 - 威廉斯 (英語: Robin McLaurin Williams, 1951 年 7 月 21 日 - 2014 年 8 月 11 日)，曾贏得奧斯卡金像獎、金球獎、美國演員工會獎、葛萊美獎等殊榮，晚期為飽受帕金森氏症、憂鬱和焦慮所苦，心智能力逐漸下滑、身體僵硬、步態不穩和意識混亂等，最後以自縊了結性命。然而事後的解剖報告指出羅賓 - 威廉斯是罹患了路易氏體型失智症 (Dementia with Lewy Bodies, DLB)，其腦部中有路易氏體團狀的蛋白質構造，分布在腦部皮質及深入至中腦和腦幹，屬於神經退化性疾病，通常在腦部的某些特定區域可發現異常的路易氏體沉積，屬於第三常見的退化性失智症，有時與阿茲海默症和帕金森氏症併同發作。由於錯誤的診斷導致症狀的惡化，最後發生令人遺憾的結果，由此可知失智症患者正確的臨床診斷及判讀是多麼的重要。

失智症中最常見的阿茲海默症病理改變主要為腦部皮質瀰漫性萎縮，溝回增寬，腦室擴大，神經元大量減少，且大腦灰質中有老化斑塊 (senile plaques) 及神經纖維糾結 (Neurofibrillary tangles, NFTs) 等病變 [4]，傳統診斷失智症方式大都藉由電腦斷層及核磁共振等解剖性影像來作為判讀依據，然而在針對失智症佔大部分的阿茲海默症患者其診斷率並不高。近年來核子醫學領域的正子影像及藥物的發展，可藉由腦部生理的影像攝取來幫助診斷阿茲海默症的病變。三軍總醫院近來致力於神經影像學研究，積極導入新穎腦部類澱粉蛋白沉積 (Beta amyloid, A β) 專用正子示蹤劑 (F-18 Florbetaben, F-18-FBB) 檢查 [7]，類澱粉蛋白沉積為阿茲海默症病人腦部最常見的病理變化，也被認為最有可能是引發阿茲海默症 (Alzheimer's disease) 之原因。透過 F-18 Florbetaben 正子造影檢測結果，經由神經影像判定腦部 β 類澱粉老化斑塊密度，可有效協助臨床早期診斷阿茲海默症。藉由正子 F-18 Florbetaben 藥物影像的判讀結果來介入治療，減緩阿茲海默症病人退化的進程，避免非阿茲海默症病人用藥錯誤而產生的不必要副作用，藉此幫助臨床診斷是否為阿茲海默型失智症，使治療方向更明確。希望未來可普遍運用在早期鑑別阿茲海默症，造福病患。正子中心目前針對此藥物進行專案臨床試驗，建立一套嚴謹的病檢檢查及造影流程，以期達到最佳的影像診斷品質。

藉由兩例臨床失智症患者影像判定結果，在 F-18 Florbetaben 藥物注射後 90 分正子腦部靜態影像中，可以藉由藥物分布腦部灰質影像，判定是否為阿茲海默型失智症，且藉由 F-18 Florbetaben 藥物注射後馬上進行腦部動態影像中，選定特定區塊中畫出時間對於藥物活度的動態圖表，可以進一步協助醫師判定血管型失智症的應用，甚至混合型失智症患者也可利用此方式確定病灶。

在未來影像判定精進上，在 F-18 Florbetaben 藥物的正子腦部靜態影像判讀上，必須藉由醫師影像判讀結果，有些影像藥物的累積會介於正常與異常之間，醫生反應某些影像模稜兩可不易判定，且不同判讀醫師亦可能導致不同判定結果。未來本正子中心計畫建立影像判讀系統，經由具人工智慧之腦部影像軟體，協助醫生影像判定，亦可由電腦分析結果來確立診斷，減少偽陽性及偽陰性的誤差。

參考文獻

1. 劉景寬、戴志達、林瑞泰、賴秋蓮·台灣失智症的流行病學·應用心理研究，第七期，2000 秋，157-169。
2. 台灣失智者協會網站。
3. 衛生福利部科技研究計畫『失智症（含輕度認知功能障礙，MCI）流行病學調查及失智症照護研究計畫』。
4. Richard A. Armstrong. The molecular biology of senile plaques and neurofibrillary tangles in Alzheimer's disease, *Folia Neuropathol* 2009; 47(4):289-299.
5. Ong et al. 18F-florbetaben Ab imaging in mild cognitive impairment Alzheimer's, *Research & Therapy* 2013, 5:4.
6. 黃正平·失智症之行為精神症狀·台灣精神醫學，第 20 卷，第 1 期，2006，3-18。
7. 三總醫訊，11 月號，2017，8-20。
8. Burns, A; Iliffe, S. Dementia. *BMJ (Clinical research ed.)*. 5 February 2009, 338: b75.
9. Minoshima S, Drzezga AE, Barthel H, et al. SNMMI Procedure Standard-EANM Practice Guideline for Amyloid PET Imaging of the Brain *J Nucl Med*. 2016 Aug;57(8):1316-22. doi: 10.2967/jnumed.116.174615

Establishment of the Brain Positron Tracer F-18 Florbetaben Standard Procedure and Image Analysis in the Tri-Service General Hospital

En-Shih Chen^{1*}, Li-Fan Lin¹, Yueh-Feng Sung², Hsiu-Shan Wang¹,
Ta-Wei Tseng¹, Chuang-Hsin Chiu¹

¹*Department of Nuclear Medicine & PET center of Tri-Service General Hospital,
National Defense Medical Center, Taipei, Taiwan*

²*Department of Neurology of Tri-Service General Hospital, National Defense Medical Center, Taipei, Taiwan*

Purpose: Dementia is a disease status rather than a normal aging progress. However, patients' family or caregivers may not notice the disease status and the medical need is sometimes unmet. Lacking of adequate medical management, deterioration of dementia status may cause problems in daily care and economic issues. The most common cause of dementia is Alzheimer's disease (AD), accounting for 50% to 70% of all dementia, and therefore establishment of accurate diagnostic tools for AD patients is quite important. In recent years, the development of positron emission tomography (PET) and progress in neurodegeneration specific tracers help clinician to diagnose AD earlier and more accurately. The aim of this study was to establish the standard protocol of PET scan with F-18 Florbetaben (FBB), a beta amyloid (A β) specific-binding PET tracer, for diagnosis of AD.

Methods: We reviewed two clinically diagnosed dementia patients with FBB PET scan. Dynamic (0'-20' minutes) and static imaging was acquired by GE 710 PET scanner. Quantification analysis of dynamic imaging was done by Dynamic VUE[®]. Static imaging was reviewed by visual inspection. Abnormal accumulation of FBB in the gray matter of cerebral cortex was interpreted abnormal as abnormal deposition of A β .

Results: Static FBB PET imaging acquired at 90 minutes after FBB injection showed marked difference of grey matter FBB uptake in two patients. Furthermore, the dynamic imaging after FBB injection may somewhat reflect the perfusion status of brain and can help us to identify the hypoperfusion area of patients, which may indicate the probability of vascular dementia.

Conclusion: We have established the standard operation protocol for F-18 Florbetaben PET scan. The imaging acquisition was successful based on the imaging results. Visual inspection seemed to be satisfied for the detection of abnormal grey matter A β deposition and helping clinical diagnosis of AD. Furthermore, the dynamic imaging acquisition may be promising in evaluation for vascular dementia. In the future, we will design an image interpretation system to improve the accuracy of FBB PET scan.

Key words: dementia, Alzheimer's disease (AD), F-18 Florbetaben (FBB), beta amyloid (A β)

J Nucl Med Tech 2017;14:27-36

Received 2017/12/26

Corresponding author: En-Shih Chen

Department of Nuclear Medicine & PET Center of Tri-Service General Hospital, National Defense Medical Center, Taipei, Taiwan

Address: Department of Nuclear Medicine, Cheng-Gong Rd Sec. 3 #325, Neihu District Taipei City, Taiwan, R.O.C

Tel: (02) 8792-3311 ext. 17558 Email: chenenshih@gmail.com

以定量方式評估雙相法副甲狀腺造影 SPECT/CT 影像其病灶攝取之能力與血中 iPTH 濃度之相關性

陳在揚^{1*} 莊凱文² 許天睿¹ 陳義丰¹ 邱創新¹

¹ 三軍總醫院 核子醫學部

² 台北慈濟醫院 核子醫學科

摘要

背景介紹：臨床上副甲狀腺功能亢進，以 ^{99m}Tc-Sestamibi 雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影配合 SPECT/CT 影像，在臨床診斷上具有優異的靈敏度及特異性，幫助外科醫師於手術前提供精準的功能性定位影像，其原理為副甲狀腺亢進病灶具有較高的代謝活性，利用 ^{99m}Tc-Sestamibi 大量滯留於細胞內粒線體的方式，將病灶呈現在核醫功能性影像上。近年許多研究以半定量方式，評估副甲狀腺亢進組織代謝活性與 ^{99m}Tc-Sestamibi 攝取量相關性，但半定量方式較易受外在因素干擾，而減低其準確性。

研究方法：本篇研究以回溯方式收集 2017 年 4 月至 8 月間，在三軍總醫院接受雙相法副甲狀腺功能造影之病人，注射 ^{99m}Tc-Sestamibi 20 毫居里後，15 分鐘採集早期及 2 小時採集延遲相之平面影像，單光子電腦斷層掃描時間則依病人狀況調整（平均時間 2.02 小時）。影像使用 Q. Metrix 軟體進行定量數值測定。資料分析核醫副甲狀腺檢查定量數值與病人前一個月內血中 iPTH 濃度比較，排除 7 筆掃描前已開過刀、3 筆因有異位性副甲狀腺亢進病灶而於造影早期相執行 SPECT/CT 影像，共計 30 筆。

結果：病人的定量數值以迴歸分析比較血中 iPTH 濃度與病灶體積 (ml)、平均值 (MBq/ml)、總攝取活度 (MBq)、最大攝取活度 (MBq/ml) 之關係，其中總攝取活度 P 值為顯著意義 (P < 0.05)、皮爾森相關係數 R 值為 (0.82)，表示總攝取活度與 iPTH 濃度呈現顯著高度正相關。

結論：使用定量方式評估 ^{99m}Tc-Sestamibi 雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影，定量數值與副甲狀腺功能亢進程度呈現顯著地高度正相關，相較於檢驗法，定量可提供個別病灶之代謝強度，未來將以定量鑑別診斷，副甲狀腺功能亢進組織型態的方法，應有發展潛力成為提供臨床開刀決策的重要依據。

關鍵詞：雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影、SPECT/CT 影像定量分析、Q. Metrix

核醫技學誌 2017;14:37-44

前言

副甲狀腺為人體調節血鈣及磷酸根離子的重要內分泌激素，當體內鈣離子濃度下降時，副甲狀腺素可活化蝕骨細胞促使骨骼釋出鈣和磷酸根離子，並且在腎臟降低近端小管對磷酸根離子的回收，但在遠端小管增加對鈣離子的回收機制。此外，可活化維生素 D，促進腸道吸收鈣和磷酸根離子，以維持血鈣平衡 [1]。

副甲狀腺機能亢進起因於副甲狀腺素過度分泌，因而引起血鈣代謝異常，依照病因可區分為原發性及續發性（腎因性）副甲狀腺機能亢進。原發性副甲狀腺機能亢進通常好發於 50 至 70 歲之人群，其中女性罹患的機率較男性大 1 倍，大約 80-85% 病患為單一副甲狀腺腺瘤，其餘則為副甲狀腺增生，導致副甲狀腺素分泌過多引發高血鈣症狀，包括抑制中樞及周圍神經造成肌肉無力、腎結石、骨質疏鬆、腸胃道症狀等等。而續發性（腎因性）副甲狀腺機能亢進，多發生在腎功能不全的病患，

受理日期：106 年 12 月 27 日

通訊作者：陳在揚

單位：三軍總醫院 核子醫學部

住址：11490 台北市內湖區成功路二段 325 號

電話：(02) 8792-3311 分機 16698 電子信箱：tzaiyang@gmail.com

起因於受損的腎臟無法合成 1.25-(OH)₂D₃，導致長期低血鈣，刺激副甲狀腺細胞增生，分泌更多副甲狀腺素以維持血鈣平衡。

近年來，副甲狀腺切除術已成爲世界上，常用於治療副甲狀腺機能亢進的主要方式，成功的副甲狀腺切除術，可在術後使血中副甲狀腺素濃度迅速下降，降低其它嚴重併發症如骨折、心血管疾病的死亡風險，但須依賴精準的診斷工具 [2]。

臨床可用於副甲狀腺疾病診斷工具如超音波、磁振造影、生化檢驗和閃爍攝影等，超音波可以方便且快速的提供頸部副甲狀腺的解剖構造，利用回聲技術取得優秀的軟組織對比，但無法驗證病灶代謝活性，因而降低手術成功率；磁振造影因昂貴的花費，故不常被臨床採用；生化檢驗法可以得到病患血中副甲狀腺素、血鈣及磷酸根離子濃度等數據，有助於診斷病情的嚴重程度，但無法提供病灶解剖資訊。

^{99m}Tc-Sestamibi 雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影配合 SPECT/CT 影像，在臨床診斷上具有優異的靈敏度及特异性，其原理爲病灶具有較強的代謝活性，可使 ^{99m}Tc-Sestamibi 大量滯留於帶負電的粒線體細胞膜上，加上電腦斷層技術賦予立體解剖位置，幫助外科醫師於手術前提供精準的功能性定位影像，提高手術的治癒率、減少麻醉時間、降低復發風險，近年許多研究以半定量方式，評估副甲狀腺亢進組織代謝活性與 ^{99m}Tc-Sestamibi 攝取量相關性，但半定量方式易受外在因素干擾而減低其準確性，現今新一代的單光子電腦斷層機型能提供 SPECT/CT 融合影像進行定量數值分析，使副甲狀腺功能造影除影像定位外，進一步定量提供個別病灶之代謝強度可以成爲提供臨床開刀前決策的重要依據。

病患與方法

案例篩選

本篇研究以回溯方式收集三軍總醫院醫療影像存儲系統 (PACS) 於 2017 年 4 月至 8 月間，因爲副甲狀腺機能亢進，在核子醫學部執行 ^{99m}Tc-Sestamibi 雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影檢查之病患資料，排除 (i) 檢查前 3 週內未檢驗血中 iPTH 濃度、(ii) 已執行過副甲狀腺切除術、(iii) 因發現異位病灶而於早期相執行電腦斷層、(iv) iPTH 檢驗數值爲副甲狀腺切除術當日，這些案例如在雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影檢查後一週內，有做副甲狀腺切

除術，其病理報告也會納入此次研究中。

影像收集

以雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影技術，使用單光子電腦斷層伽馬攝影機 (Discovery NM/CT 670; GE Healthcare) 配備低能階高解析度準直儀 (low energy high-resolution collimator) 於病患注射約 20 mCi ^{99m}Tc-Sestamibi 同位素製劑後，在第 15 分鐘採集早期相前位、後位、左右側位、左右 50°斜前位共 6 張，延遲相時間則依病患甲狀腺洗出同位素製劑狀況調整，約在第 120-180 分鐘採集前位、後位、左右 50°斜前位共 4 張，平面影像之採集參數 (count-setting; 800 kcounts)，影像矩陣爲 128 x 128，取像能峰設定在 140.5 keV ± 10%。SPECT/CT 影像的採集時間由核醫科醫師決定，通常如發現異位副甲狀腺則在早期相後採集，未發現則在延遲相後採集 (平均時間 2.02 小時)，SPECT 採集參數 (30 step with a 6°; 15 s/step)，影像矩陣爲 128 x 128，取像能峰設定在 140.5 keV ± 10%，散射校正能峰設定在 120 keV ± 5%，影像重組使用 Butterworth 濾波器 (cutoff 0.48, order 10) 與疊代演算法 (ordered-subset expectation maximization; two iterations and 10 subsets)。在 SPECT 結束後立刻採集 CT 影像 (120 kVp; ~80 mA)，以進行解剖構造定位與衰減校正，影像重組矩陣爲 512 x 512，切面厚度爲 5 mm。

影像定量分析

後處理、分析及定量均由同一位從事核醫造影 5 年以上的放射師執行，使用的影像處理工作站是 GE Xeleris 3.1 workstation，採集的 SPECT 及 CT 影像會先經由一個自動化應用程式 “Preparation For Q. Metrix” 進行位移校正 (Motion Correction)、影像融合品管 (Hybrid QC)、衰減校正 (attenuation correction)、散射校正 (scatter corrections)、解析度復原 (resolution recovery) 重組成橫切面影像，提供定量軟體使用。SPECT SUV 數值被以模擬 PET 方式計算，使用 Xeleris 3.1 影像處理工作站內附的應用程式 “Q. Metrix” 輸入同位素製劑活度及校正時間、病患身高及體重、伽馬攝影機靈敏度等必須數值後，在斷層切面使用 VOI 工具圈選同位素製劑聚積之副甲狀腺病灶，定量數值被以下公式計算—

$$\begin{aligned} \text{uptake (Bq/ml): BQML} \\ = 37 \cdot 10^3 \cdot (1 / (\text{SPECT Sensitivity} / 60) / \text{Dur}) / \text{ml} \end{aligned}$$

資料分析

影像定量數值分別記錄圈選 30 位副甲狀腺機能亢進病患，病灶的總體積 (ml)、總攝取活度 (MBq)、平均攝取活度 (MBq/ml)、最大攝取活度 (MBq/ml)，這些數值會被衰減校正公式 $A = A_0 e^{-\lambda t}$ 轉換為藥物注射後 2 小時的活度與空腹血中 iPTH 濃度比較，如病患檢查後一週內有執行副甲狀腺切除術，其病理切片結果也會一併納入本次研究中。統計數值分析軟體使用“Microsoft Excel 2016”，對統計資料進行相關係數 (Pearson correlation coefficient) 和回歸分析 (Regression Analysis)，統計資料顯著性的閾值設為 $P < 0.05$ 。

結果

病患

本研究在 4 到 8 月間收錄了 40 位執行 ^{99m}Tc -Sestamibi 雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影檢查，且檢查前 3 週內有檢驗空腹血中 iPTH 濃度的病患，我們排除了 7 例閃爍攝影前已做過副甲狀腺切除術的案例，因為難以追蹤的用藥紀錄及血鈣與磷酸根離子變化，可能導致殘餘的副甲狀腺病灶攝取 ^{99m}Tc -Sestamibi 的能力下降，無法與 iPTH 數值關聯，此外，有 3 例異位性副甲狀腺案例，在早期相結束後立即做 SPECT/CT，此時甲狀腺的攝取尚未洗出，致使難以界定副甲狀腺形狀，造成圈選 VOI 定量困難，所以也被排除在本次研究中。最後共計 30 位

病患的資料納入本次研究，其中女性 18 位 (60%) 與男性 12 位 (40%)，年齡範圍在 23 至 81 歲間 (平均年齡 57 歲)。

檢驗與病理報告

總數 30 位病患的術前血中 iPTH 平均值 827.62 ± 613.18 pg/ml (範圍 72.6-1981 pg/ml)。其中 17 位病患檢查後一週內有執行副甲狀腺切除術，共計取得病理切片樣本 43 件，這些樣本的病理報告中被 SPECT/CT 定位的病灶數為 29 例 (67%)，包括纖維脂肪組織 2 例 (40%)、正常甲狀腺組織 1 例 (33%)、增生 23 例 (72%)、腺瘤 3 例 (100%) 如下表 1。

影像定量

所有的病患其影像都呈現至少 1 處放射活度聚積，使用 Q. Metrix 軟體定量分析 SPECT/CT 影像如圖 1，利用自動 VOI 工具圈選聚積放射活度之病灶，NM Threshold 設定 0.92，定量軟體即可依照閾值描繪病灶體積，全部 30 位病患，病灶攝取同位素製劑總體積平均值 3.613 ± 2.584 ml (範圍 0.35-14.081 ml)、總攝取活度 0.13 ± 0.11 MBq (範圍 0.007-0.422 MBq)、平均攝取活度 0.034 ± 0.02 MBq/ml (範圍 0.11-0.086 MBq/ml)、最大攝取活度 0.056 ± 0.038 MBq/ml (0.016-0.163 MBq/ml) 如表 2。

表 1：病理報告與 SPECT/CT 統計描述

	Pathological (n)	SPECT/CT (n*)	平均值	標準差
Fibroadipose	5	2	0.045	0.027
Thyroid	3	1	0.048	-
Hyperplasia	32	23	0.066	0.043
Adenoma	3	3	0.051	0.031

n 為病理報告個數，n* 為病理報告中被 SPECT/CT 定位的個數。

17 位病患病理報告與 SPECT/CT 定位病灶關係表

	Vol (ml)	Total (MBq)	Mean (MBq/ml)	Max (MBq/ml)	RU	RL	LU	LL	OTHER
1	6.68	0.07	0.01	0.02	Hyperplasia		Hyperplasia	Hyperplasia	thyroid tissue
2	6.07	0.26	0.04	0.07			Hyperplasia		
3	2.72	0.19	0.07	0.16	Hyperplasia		thyroid tissue		thyroid tissue
4	2.81	0.04	0.02	0.02	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	
5	5.43	0.06	0.01	0.02	adenoma				
6	6.33	0.42	0.05	0.11	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	
7	0.00	0.00	0.00	0.00	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	
8	2.49	0.06	0.03	0.03					Hyperplasia
9	2.96	0.07	0.03	0.04	Hyperplasia	fibroadipose tissue		Hyperplasia	
10	1.45	0.08	0.06	0.08	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	
11	2.45	0.07	0.02	0.04					adenoma
12	0.00	0.00	0.00	0.00	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	
13	1.11	0.12	0.09	0.10			Hyperplasia	fibroadipose tissue	
14	4.64	0.17	0.03	0.07	Hyperplasia	Hyperplasia	fibroadipose tissue	fibroadipose tissue	
15	4.35	0.32	0.08	0.10	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	
16	3.95	0.22	0.05	0.10	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	Hyperplasia	
17	0.65	0.05	0.07	0.10	Hyperplasia	fibroadipose tissue	adenomatous	Hyperplasia	

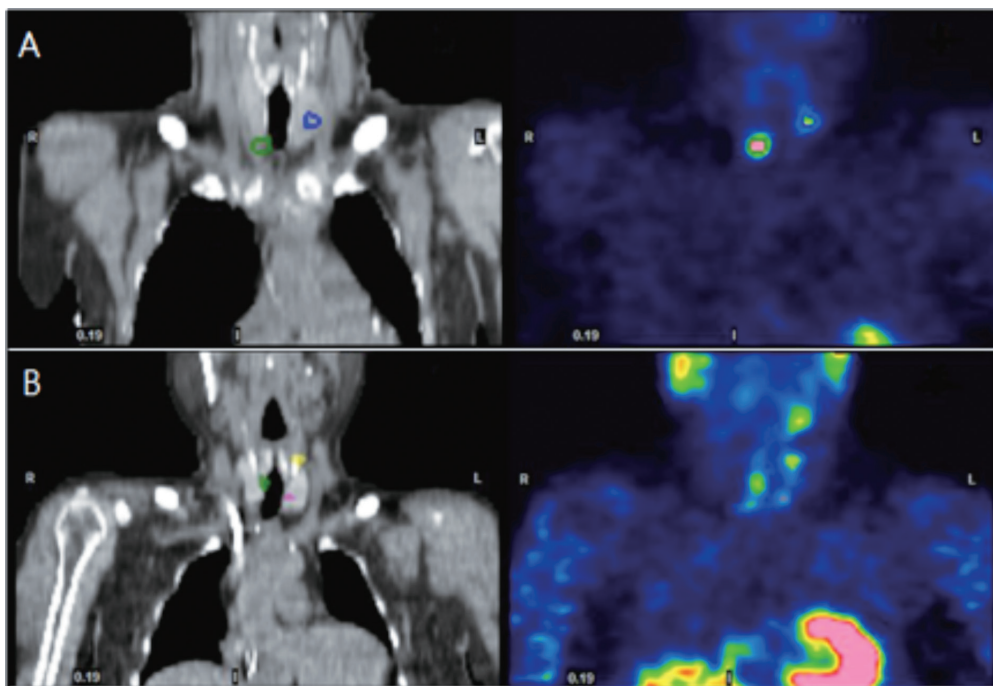


圖 1：使用 Q. Metrix 軟體圈選同位素製劑聚積於副甲狀腺病灶圖。A 圖顯示頸部副甲狀腺於右下及左上病灶有強放射活度聚積；B 圖顯示頸部副甲狀腺處較弱的放射活度聚積，難以明確界定與甲狀腺之邊界。

表 2：SPECT/CT 影像病灶定量數值統計表

Data	平均數	中間值	標準差	最小值	最大值	p 值
Volume (ml)	3.613	2.853	2.584	0.350	14.081	0.4517
Total (MBq)	0.130	0.083	0.110	0.007	0.422	0.0005
Mean (MBq/ml)	0.034	0.026	0.020	0.011	0.086	0.2576
Max (MBq/ml)	0.056	0.036	0.038	0.016	0.163	0.8894

統計資料顯著性的閾值設為 $P < 0.05$ 。

統計

使用“Microsoft Excel 2016”迴歸分析，F 檢定的顯著值 < 0.05 ，顯示多變數樣本適用於此迴歸模式，對總體積 (ml)、總攝取活度 (MBq)、平均攝取活度 (MBq/ml)、最大攝取活度 (MBq/ml) 與血中 iPTH 的相關係數

(Pearson correlation coefficient) 分析如表 3，iPTH 與病灶總攝取活度相關性達顯著水準 ($p < 0.05$) 且呈現高度相關 (0.82) 如圖 2，由分析數值可知 iPTH 濃度在約 140 pg/ml 及總攝取活度在約 0.12 MBq 以下統計資料離散，大於此範圍則相關性高如圖 3。

表 3：皮爾森相關係數統計表

	Volume (ml)	Total (MBq)	Mean (MBq/ml)	Max (MBq/ml)	iPTH
Volume (ml)	1				
Total (MBq)	0.65	1			
Mean (MBq/ml)	-0.02	0.59	1		
Max (MBq/ml)	0.09	0.70	0.87	1	
iPTH	0.57	0.82	0.36	0.50	1

相關程度：0.1-0.39 為低度相關；0.4-0.69 為中度相關；0.7-0.99 為高度相關。

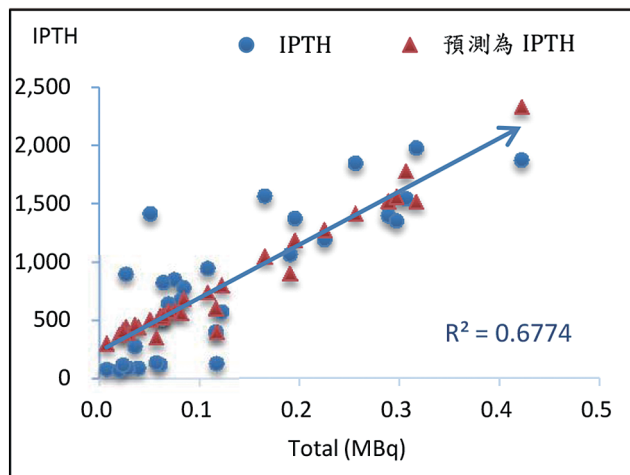


圖 2：總攝取活度 (MBq) 樣本迴歸線圖。iPTH 與病灶總攝取活度散步圖，在低濃度下資料離散。

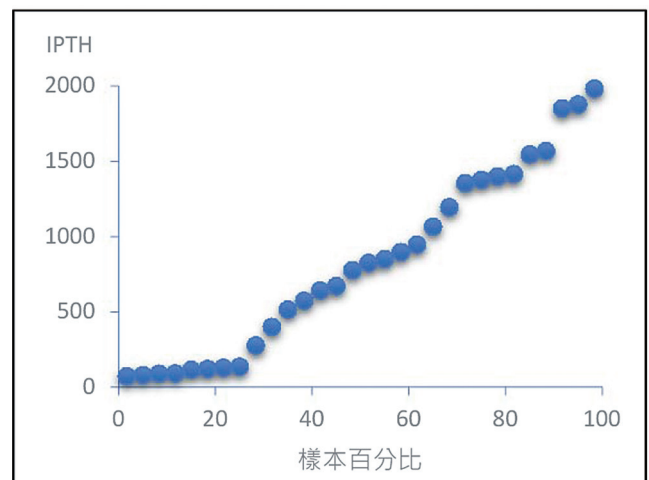


圖 3：iPTH 對總攝取活度常態機率圖。iPTH 大於 140 pg/ml 時殘差為常態分布，顯示總攝取活度在此 iPTH 濃度以上數值來自同一常態母體。

討 論

傳統核醫學在腦部、心臟、腎臟、內分泌等半定量分析發展已有數十年的經驗，多樣的同位素製劑能提供人體生理變化之特性是目前其它檢查難以完全取代的優勢，但半定量分析有其極限，隨著科技進步，使得傳統核醫學進行定量分析成爲可能，故此技術不管是在腦部、心臟及腫瘤的鑑別診斷，現今皆在快速發展中。

Maria H. 等人在 2017 年發表了一篇副甲狀腺功能亢進，半定量分析的前瞻性研究 [3]，總數 40 位確診原發性副甲狀腺功能亢進病患，執行雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影檢查，分別對早期及延遲相的平面影像圈選病灶 ROI 與外圍背景值計算攝取率，並與檢查當天 iPTH 數值及後續病理報告做比較，研究結果顯示副甲狀腺癌半定量攝取率相對較高，具統計學上意義，但無法以此結果區分正常與亢進的病變。Hyung-Jun Im 等人在 2014 年針對單一副甲狀腺瘤進行半定量分析研究 [4]，23 位確診病患的 SPECT/CT 影像，VOI 圈選副甲狀腺瘤與對側相對位置的背景值計算攝取率與血中 iPTH 及鈣離子濃度進行比較，與我們得到的相同的結果，證實使用 SPECT/CT 影像的半定量分析數值，與其生化指標和疾病嚴重程度完全相關。

Karin Folmer Thøgersen [5] 及 Krystyna M. Jones [6] 等人在 2017 年分別發表了 2 篇針對骨骼肌和腎臟腫塊的研究，爲我們揭示了定量方法相較於過去的半定量法的優越處，Karin Folmer Thøgersen 等人使用新的定量技術，研究 ^{99m}Tc -pyrophosphate (PYP) 於特發性發炎肌病 (idiopathic inflammatory myopathy; IIM) 的攝取變化，90 位病患與 48 位健康對照組，分別以有經驗的觀察者評估 1-4 分與 SPECT-UV 定量數值比較，結果顯示 SPECT-UV 定量數值疾病組明顯高於對照組 60% 且可完全區分，優於觀察者評估的分數。Krystyna M. Jones 等人更是直接比較傳統 SPECT/CT 半定量數值與 SPECT-UV 定量數值，使用 ^{99m}Tc -Sestamibi 在腎臟腫塊冷和熱病灶的差異，亦得到相同的結果，SPECT-UV 定量數值相對半定量方式，能更好的分離冷和熱的病灶，未來在腎臟腫瘤或其他疾病與生化指標結合，可以提供更廣泛的應用。

過去的研究已經證實了副甲狀腺病灶，有相對較長的 ^{99m}Tc -Sestamibi 排出時間，但考量病人的輻射劑量，臨床檢查不常在早期及延遲相都採集 SPECT/CT 影像，因此 Simin Razavi 等人 [7] 在 2017 年，爲了比較不同副

甲狀腺病灶定量數值的洗出時間差異，嘗試將延遲相採集的 CT 影像，融合到早期相採集的 SPECT 影像上，SUV 數值沒有統計差異 ($P > 0.5$)，因此臨床使用允許以同一組 CT，融合早期及延遲相的 SPECT/CT 影像，不影響 SUV 定量數值，使評估定量的洗出時間可以應用在臨床上，區隔過去研究難以分離的變化。

本篇研究證實了雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影，定量技術之可行性，相對於使用平面影像的半定量攝取率計算方式，新的定量系統使用如衰減校正、散射校正等技術，提高量化數值的準確性，而與傳統 SPECT/CT VOI 的量化方式比較，新的定量系統以儀器靈敏度參數，把計數值 (count) 轉換成貝克 (Bq)，並且加入病患身高和體重資料，計算 SUV 數值，如此可以把因不同造影設備及病患體型產生的誤差縮到最小，使不同中心的研究數據可以互相比較，定量數值可以更廣泛適用到不同體型或性別的病患身上。

由總攝取活度與 iPTH 濃度之散佈圖，亦使我們知道了此技術的限制，在同位素製劑攝取活度低的情況下，因難以鑑別副甲狀腺亢進組織大小，導致數據資料離散，影響了定量數值的準確性，此外，本篇回溯性研究，雖已用衰減公式校正物理半衰期，但因 SPECT/CT 造影的時間不固定，及研究群體多數爲洗腎病人，血中游離鈣、磷可能干擾定量數值對於鑑別正常組織、增生、腺瘤的可行性。未來研究將朝向固定且合適的 SPECT/CT 造影時間，最佳化 VOI 圈選方法並增加正常組織、腺瘤、腺癌的資料收集，以提高對病灶的鑑別能力，藉此增加較低攝取活度下定量的準確性。

結 論

使用定量方式評估 ^{99m}Tc -Sestamibi 雙相法副甲狀腺功能閃爍攝影，定量數值與副甲狀腺功能亢進程度呈現顯著地正相關，即定量數值正比於副甲狀腺亢進組織之代謝活性。相較於生化檢驗，新式定量系統可提供個別病灶之代謝強度，相較於傳統半定量方式，新式定量系統可以最小化不同儀器和病患體型的差異，使量化數值在不同組織型態有更大差異。雖本研究大多爲續發性副甲狀腺功能亢進而導致之組織增生，對腺瘤及副甲狀腺癌的樣本不足，未來將以定量鑑別診斷，副甲狀腺功能亢進組織型態的方法，應有發展潛力成爲提供臨床開刀決策的重要依據。

參考資料

1. 鄭世平、楊圳隆、李居仁、吳志仁、陳逸洲、葉瑞圻、陳漢湘。腎性副甲狀腺機能亢進的機轉與治療。內科學誌，2009；20：30-35。
2. E Hindić, P-A Just, M-E Toubert, J-L Moretti. Parathyroid scintigraphy findings in chronic kidney disease patients with recurrent hyperparathyroidism. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2010) 37:623-634.
3. Maria Henryka Listewnik, Hanna Piwowarska-Bilska, Mirela Kurantowicz, et al. Semi-quantitative method for the assessment of focal lesions in parathyroid scintigraphy with relation to histopathology: a prospective study. *Nuclear Medicine Review* 2017, 20, 1:18-24.
4. Hyung-Jun Im^{a,c}, In Ki Lee^a, Jin Chul Paeng^a, Kyu Eun Lee^b, Gi Jeong Cheon^a, Keon Wook Kang^a, June-Key Chung^a and Dong Soo Lee^{a,c}. Functional evaluation of parathyroid adenoma using 99mTc-MIBI parathyroid SPECT/CT: correlation with functional markers and disease severity. *Nuclear Medicine Communications* 2014, 35:649-654.
5. Karin Folmer Thøgersen, Jane Angel Simonsen, Svend Hvidsten, Oke Gerke, Søren Jacobsen, Poul Flemming Højlund-Carlsen, Karen Middelbo Buch-Olsen and Louise Pyndt Diederichsen. Quantitative 3D scintigraphy shows increased muscular uptake of pyrophosphate in idiopathic inflammatory myopathy. *EJNMMI Research* (2017) 7:97
6. Krystyna M. Jones, Lilja B. Solnes, Steven P. Rowe, Michael A. Gorin, Sara Sheikhabaehi, George Fung, Eric C. Frey, Mohamad E. Allaf, Yong Du, Mehrbod S. Javadi. Use of quantitative SPECT/CT reconstruction in 99mTc-sestamibi imaging of patients with renal masses. *Annals of Nuclear Medicine* Vol.:(0112 33456789)
7. Simin Razavi, Blair Ziebarth, Ran Klein and Wanzhen Zeng. Dual time-point quantitative SPECT-CT parathyroid imaging using a single computed tomography: feasibility and operator variability. *Nuclear Medicine Communications* 2018, 39:3-9.

The Correlation Between the Uptake of the SPECT/CT Imaging of the Dual-Phase Parathyroid Scintigraphy Evaluating by the Quantitative Method and the Concentration of Blood iPTH

Tzai-Yang Chen^{1*}, Kai-Wen Chuang², Tian-Jei Hsu¹, I-Feng Chen¹, Chuang-Hsin Chiu¹

¹*Department of Nuclear Medicine of Tri-Service General Hospital, National Defense Medical Center*

²*Department of Nuclear Medicine of Taipei Tzu Chi Hospital, Buddhist Tzu Chi Medical Foundation*

Abstract

Background: In clinical, ^{99m}Tc-MIBI dual-phase parathyroid scintigraphy with SPECT/CT has high sensitivity and specificity for the diagnosis of hyperparathyroidism, and this functional imaging combined with SPECT/CT can provide anatomical information of hyperparathyroid lesions, such as parathyroid adenoma/hyperplasia. Recently, several studies have used semi-quantitative method to evaluate the activity of lesion of hyperparathyroidism and the uptake of ^{99m}Tc-MIBI. However, the semi-quantitative method may be disturbed by several external factors and reduce the accuracy. Now a new generation of modality named Q. Metrix can provide the quantitative values of SPECT/CT imaging, making parathyroid function imaging in addition to image positioning.

Material and methods: Thirty consecutive patients were retrospectively enrolled during April to August 2017 in tri-service general hospital. Planar of neck and chest imaging were performed at 15 min and 3 hr after intravenous ^{99m}Tc-MIBI. SPECT/CT imaging was performed at 2.02 hr average after injection. On parathyroid SPECT/CT imaging, the quantitative values were measured by Q. Metrix inner software. The blood iPTH values were measured within one month before and after the parathyroid scintigraphy.

Results: The quantitative values were compared with the concentration of blood iPTH, the lesion volume (ml), the total activity (MBq), the average activity (MBq/ml), and the maximum activity (MBq/ml) by regression analysis. The results show that there were high correlation between total uptake and the level of iPTH (R = 0.82, p value = 0.0005, respectively).

Conclusion: There was a statistically significant correlation between the values by quantitative method and the degree of hyperparathyroidism using ^{99m}Tc-MIBI dual-phase parathyroid scintigraphy. The quantitative method can provide the metabolism of each lesion. In the future, SPECT/CT imaging via Q. Metrix has the potential to provide quantitative value of hyperparathyroidism in molecular level and may be an important information for clinical decision making.

Key words: dual-phase parathyroid scintigraphy \ SPECT/CT quantitative analysis \ Q. Metrix

J Nucl Med Tech 2017;14:37-44

Received 2017/12/27

Corresponding author: Tzai-Yang Chen

Department of Nuclear Medicine of Tri-Service General Hospital, National Defense Medical Center

Address: Department of Nuclear Medicine, Cheng-Gong Rd Sec. 3 #325, Neihu District Taipei city, Taiwan, R.O.C

Tel: (02) 8792-3311 ext. 16698 Email: tzaiyang@gmail.com

蜂螫攝取¹⁸F- 氟化去氧葡萄糖之病例報告

陳沛穎^{1*} 林虔睦^{1,2} 楊哲銘^{1,2,3}

¹天主教輔仁大學附設醫院 核醫科

²臺北醫學大學 醫學系放射線學科

³臺北醫學大學 醫務管理學系暨研究所

摘要

一位 49 歲女性乳癌患者接受 ¹⁸F-FDG PET/CT 全身檢查，評估是否有其他部位癌症轉移，其影像結果最為人感興趣的是，左上腹表淺軟組織呈現一片瀰漫性輕度 FDG 攝取，為被東方蜂螫傷 (bee sting) 所致。蜂螫導致皮膚腫脹發炎，而 FDG PET/CT 可應用於炎症，照此推論，影像上出現 FDG 攝取也不令人意外，但此種影像稀少，因緣巧合下讓我們見識到原來蜂螫也可導致顯影，令人感到特別。

關鍵詞：蜂螫、¹⁸F-FDG、PET/CT、炎症

核醫技學誌 2017;14:45-48

前言

[氟 -18] 去氧葡萄糖 (2-[Fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose, ¹⁸F-FDG)，是具有放射性的葡萄糖衍生物，進行 FDG 正子造影 (PET/CT) 前，必須先靜脈注射 FDG 進入體內，經血流將 FDG 帶入組織細胞中進行代謝，透過 PET/CT 造影得知 FDG 在體內各器官組織內的分佈情形，體內細胞的葡萄糖代謝過程，能將 FDG 轉變成不同的化學形式，並具有不同的生物特性 [1]。FDG 常應用在癌症上，但也可用於炎症 (Inflammation)，因癌症病患的發

炎、感染部位可在常規 FDG 影像上看到，其非特異性的發炎細胞會攝取 FDG，嗜中性球、單核細胞及巨噬細胞有含量高的葡萄糖轉運體 (Glucose transporter, GLUT)，特別是 GLUT1 和 GLUT3 [2]。GLUT 為葡萄糖穿過動物細胞膜的媒介，有利於葡萄糖在細胞膜之間的移動，大多數的腫瘤細胞都有 GLUT1 存在，FDG 經由 GLUT 進入細胞後，由六碳糖激酶 (Hexokinase) 代謝轉化成 [氟 -18] 去氧葡萄糖 -6- 磷酸 (FDG-6-phosphate, FDG-6-P)，但 FDG-6-P 不會再進行下一步醣解作用，因此滯留在組織細胞內 [1]。

蜂毒是由蜜蜂產生的天然毒素，具過敏原，為一種成分複雜的混合物，由多肽類、酶類、組織胺、胺基酸等元素組成 [3]。人體受蜂螫後，在其部位立即出現腫脹、充血，過敏反應輕時，只有皮膚腫脹、劇癢，重則出現全身性症狀，如蕁麻疹、呼吸困難、暈眩，甚至過敏性休克。因蜂螫導致 FDG 攝取為較少見影像，故特此提出。

病例報告

患者為一 49 歲女性罹患乳癌，於臺北醫學大學附設醫院轉檢至本科，曾 2013 年 11 月左側乳癌手術，2014 年 3 月化學治療結束，左側腋下淋巴結轉移，此 PET/CT 檢查評估是否有其他部位轉移。檢查前禁食 6~8 小時，無糖尿病、行動自如、身高 158 cm、體重 61 Kg、血糖 83 mg/dl，靜脈注射 10 mCi ¹⁸F-FDG 後，在密閉昏暗房間內休息，於 1 小時後早期掃描 (early scan)，掃描前喝水 500 c.c.，注射後 3.5 小時晚期掃描 (delay scan)；使用 GE Discovery ST PET/CT (16 切) 搭配 Xeleris 軟體 (version 2.1)。

影像顯示左側腋下有一些淋巴結病變 (Lymphadenopathy, LAP)，有輕度 FDG 攝取，其最大

受理日期：106 年 2 月 23 日

通訊作者：陳沛穎

單位：天主教輔仁大學附設醫院 核醫科

地址：24352 新北市泰山區貴子路 69 號

電話：(02) 8512-8888 分機 28789 手機：0909048078

電子信箱：mysara8050@gmail.com

約為 0.9 cm (SUV_{max} early/delay = 0.98/1.21) 及肛門攝取 (SUV_{max} early/delay = 3.36/5.72); 其中最為人感興趣的是, 左上腹表淺軟組織呈現一片瀰漫性輕度 FDG 攝取 (圖 1、2), 詢問病患才知, 其本身為養蜂人家, 左腹及左大腿

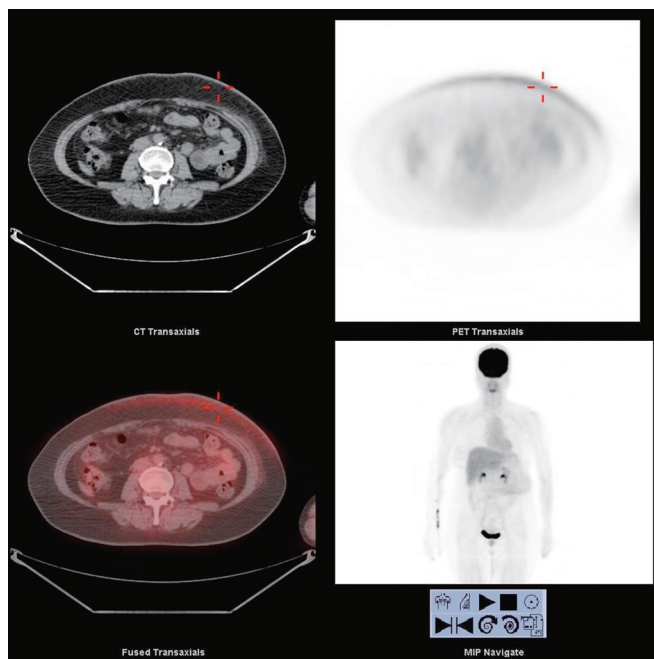


Figure 1. The PET/CT transaxial view can see diffuse FDG uptake on the left upper abdomen.

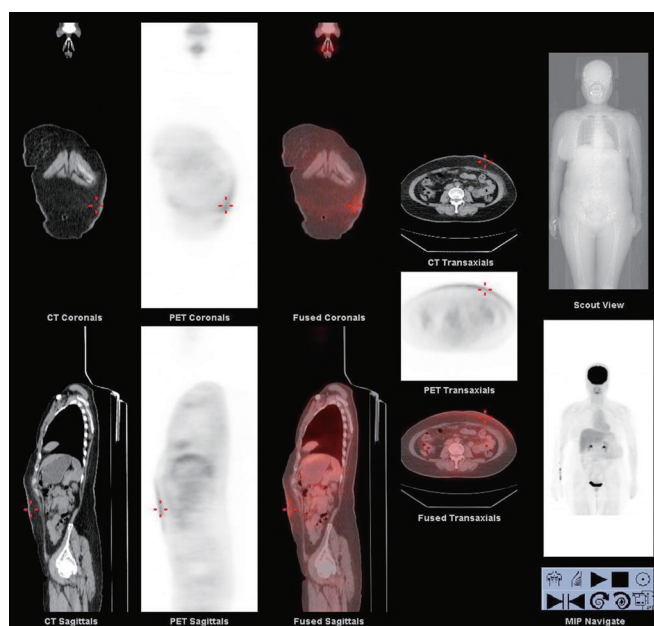


Figure 2. FDG uptake on the surface of the left upper abdomen in sagittal, coronal, and transaxial view.

紅腫處為被東方蜂螫傷 (bee sting) (圖 3), 但大腿影像不甚明顯。

討論

核子醫學在評估感染與發炎上有著重要角色, 雖 ^{99m}Tc (-HMPAO-WBC, -IgG)、 ^{67}Ga 、 ^{111}In (-WBC, -IgG) 也可應用於炎症掃描, 但還是有其限制, 具體應用需根據病程長短、可疑炎症部位等因素決定 [4, 6]。一般發燒在二週內者, 採用放射性核種標誌白血球造影為佳; 超過二週則用 ^{67}Ga 造影。可疑胸部病變 (如隱球菌感染) 採用 ^{67}Ga ; 腹部病變 (如潰瘍性結腸炎) 和骨盆腔病變 (如骨盆腔膿腫) 則用放射性核種標誌白血球; ^{18}F -FDG 可用於胸腹部病變; 核種標誌 IgG 對於骨關節部位炎症和人工心臟瓣膜, 或血管移植後的感染效果較好。放射性核種標誌白血球是檢測炎症較準確的方法, 可使炎症組織顯影, 而腫瘤組織不顯影, 進而鑑別兩者; ^{18}F -FDG 和 ^{67}Ga 兩種組織皆會攝取, 故無法達到鑑別的效果, 但如果 ^{18}F -FDG 全身造影發現多發性代謝增高病灶, 則腫瘤的可能性較大, 當然要鑑別炎症及腫瘤有一定的困難性 [6, 7]。良性病變引起 FDG 攝取增加, 如發炎、感染或肉芽腫, 易造成 FDG PET/CT 癌症病灶偵測的偽陽性結果, 此時病史的收集、理學檢查、實驗室的檢驗數據及清晰細緻的影像特點等資料就顯的相對重要 [1]。FDG PET/CT 可提供我們快速、靈敏、高解析度的斷層影像, 目前國內外研究文獻顯示, 對於結節病 (Sarcoidosis)、骨髓炎 (Peripheral bone osteomyelitis)、脊椎感染 (Spinal infection)、不明原因發燒 (Fever of unknown origin, FUO)、菌血症 (Bacteremia)、血管炎 (Vasculitides) 等適



Figure 3. The female patient has skin redness due to bee sting in the left abdomen and thigh.

應症，在評估炎症上都有一定的效果 [2, 4, 5]。

結 論

蜂螫導致皮膚腫脹發炎，而 FDG PET/CT 可應用於炎症，照此推論，影像上出現 FDG 攝取也不令人意外，但此種影像稀少，因緣巧合下讓我們見識到原來蜂螫也可導致顯影，令人感到特別。其優勢在於注射後 1 小時就可掃描，檢查當天就可知道結果，相較於 ⁶⁷Ga 造影等待時間較長，其餘藥物國內未產之下，對於急症病患有一定的幫助；其缺點在於藥費太貴，國內健保不給付。

參考文獻

1. 陳遠光、高潘福。FDG PET/CT 在癌症的應用，一版。臺北：力大，2009：39-69。
2. Francois Jamarl (Chair), John Buscombe, Arturo Chiti, et al. EANM/SNMMI guideline for ¹⁸F-FDG use in inflammation and infection. J Nucl Med. 2013;54:647-658.
3. Woo-Ram Lee, Sok Cheon Pak, Kwan-Kyu Park. The Protective Effect of Bee Venom on Fibrosis Causing Inflammatory Diseases. Toxins 2015;7:4758-4772.
4. Charito Love, MD, Maria B. Tomas, MD, Gene G. Tronco, MD, Christopher J. Palestro, MD. FDG PET of infection and inflammation. Radio Graphics 2005;25:1357-1368.
5. Andor W. J. M. Glaudemans, Alberto Signore. FDG-PET/CT in infections: the imaging method of choice? Eur J Nucl Med Mol Imaging 2010;37:1986-1991.
6. 王榮福，林俊良，陳煥武。核子醫學原理與技術，一版。臺北：合記，2008：76-79。
7. Birendra Kishore Das. Role of PET in diagnosis of infection and inflammation. Positron emission tomography: a guide for clinicians 2015;17:157-168.

¹⁸F-FDG Accumulation in Bee Sting

Pei-Ying Chen¹, Chien-Mu Lin^{1,2}, Che-Ming Yang^{1,2,3}

¹*Department of Nuclear Medicine, Shuang Ho Hospital, Taipei Medical University*

²*Department of Radiology, School of Medicine, Taipei Medical University*

³*School of Health Care Administration, Taipei Medical University*

Abstract

A 49-year-old female with breast cancer underwent the ¹⁸F-FDG PET/CT whole body scan for evaluation of metastasis. Interestingly, in her images the superficial soft tissue of left upper abdominal wall showed diffuse mildly increased FDG uptake caused by bee sting. Bee stings lead to swelling and inflammation, and FDG PET/CT can be applied to detect inflammation. Therefore, this finding is not surprising, but this kind of image is rare. Due to the rarity, the coincidental findings are of special interest.

Key words: bee sting, ¹⁸F-FDG, PET/CT, inflammation

J Nucl Med Tech 2017;14:45-48

Received 2017/2/23

Corresponding author: Pei-Ying Chen

Department of Nuclear Medicine, Fu Jen Catholic University Hospital

Address: No. 69, Guizi Rd., Taishan Dist., New Taipei City 243, Taiwan (R.O.C.)

Tel: (02) 8512-8888 ext. 28789 M.P: 0909048078 Email: mysara8050@gmail.com

單光子電腦斷層 / 電腦斷層掃描於鎂 -67 掃描之應用： 區分為軟組織感染而非骨髓炎

朱秀蘭¹ 莊雅雯¹ 蔡亦欣¹ 黃南傑¹ 林家揚¹ 劉芝庭^{1,2*}

¹ 高雄醫學大學附設中和紀念醫院 核子醫學科

² 高雄醫學大學 醫學影像暨放射科學系

摘要

我們討論兩位患有第二型糖尿病的病患，在小腿上皆有一處膿瘍傷口，經過多次的清創也未見癒合，懷疑為骨髓炎，故臨床醫生安排進行核醫的骨骼掃描。骨骼掃描的影像中發現在傷口附近有放射性活性的累積，進一步再安排鎂 -67 掃描鑑別診斷是軟組織感染或是骨髓炎。在鎂 -67 掃描的影像中，在同一部位上皆有異常的放射性活性累積，故進一步安排單光子電腦斷層 / 電腦斷層掃描術定位，用來排除骨髓炎。

關鍵詞：骨骼掃描，鎂 -67 掃描，單光子電腦斷層 / 電腦斷層

核醫技學誌 2017;14:49-53

前言

鎂 -67 (Gallium-67) 掃描是用來偵測發炎感染的病灶及腫瘤位置，目前常用於不明原因發燒之診斷用途。鎂 -67 離子與鐵離子相似，所以鎂 -67 進入人體後的運輸、攝取、儲存、代謝與鐵離子相似，在進入人體後會與血液中的攜鐵蛋白結合，會在發炎感染病灶及腫瘤處聚積 [1,2,3]。骨骼掃描是常用於評估全身骨骼發炎及癌症轉移的檢查，其敏感度比 X 光高 30-40%，且發現病

灶的時間可以比 X 光提早 3-6 個月，因此具有高敏感度及早期偵測骨骼病變的能力。鎂 -67 全身掃描及骨骼掃描檢查為功能性的平面影像，有時會因身體前後器官重疊而無法區分病灶位置，若進一步使用單光子電腦斷層掃描 / 電腦斷層 (Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT/CT)，結合功能性與結構性兩種造影，將兩組影像融合可精確定位功能代謝異常的病灶，還可以廣泛用在特定檢查的衰減校正，以達到更符合真實的影像品質與診斷結果。在本篇提供二位病人先進行骨骼掃描後，再安排鎂 -67 全身掃描及執行 SPECT/CT 的定位經驗 [4]。

病例報告

病例一

一位 78 歲患有第二型糖尿病的女性，在左腳踝有一處皮膚膿瘍，經過數次的清創也未見癒合，懷疑為慢性骨髓炎，故臨床醫師安排骨骼掃描。骨骼掃描的影像中發現在左腳踝的腓骨附近有放射性活性的聚積（圖一），懷疑是軟組織感染或之前傷口手術清創所造成的聚積，但不能排除是否為骨骼感染而造成的骨髓炎，因此再安排鎂 -67 掃描加以確認。在鎂 -67 掃描的影像中，發現位於左腳踝腓骨附近的相同部位上有異常放射性活性聚積（圖二），但在此平面影像上還是無法確定病灶位置是否在腓骨上，便進一步搭配使用由 SPECT/CT 加以定位，藉由 SPECT/CT 的影像中可以確認此活性聚積並不是在腓骨上，而是位於左腓骨前的軟組織（圖三）。一系列的影像結果可清楚確認此傷口的發炎感染只位於軟組織而沒有感染到下方的腓骨，因此可排除骨髓炎的可能。

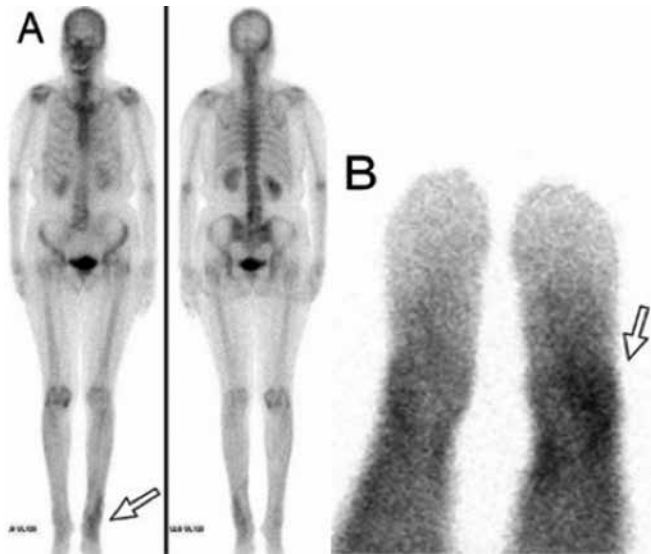
受理日期：106 年 11 月 23 日

通訊作者：劉芝庭

單位：高雄醫學大學 醫學影像暨放射科學系

住址：80708 高雄市三民區十全一路 100 號

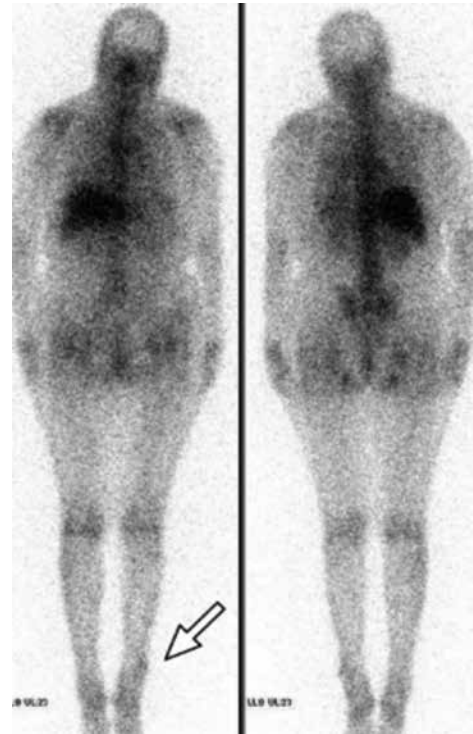
電話：(07) 312-1101 分機 7154 電子信箱：sindysmile@yahoo.com.tw



圖一：A 和 B 為全身及局部腳掌的骨頭掃描影像，發現位在左腳踝的腓骨附近有異常放射性活性的聚積。

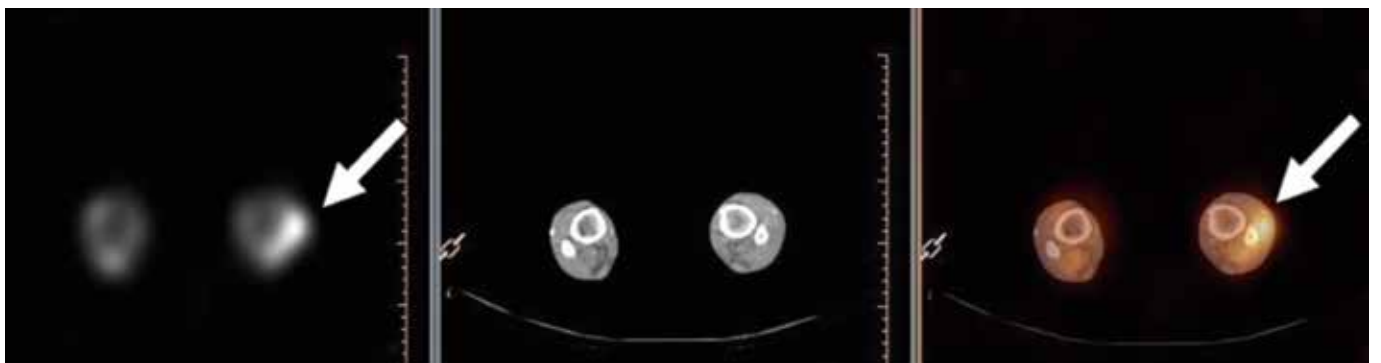
病例二

一位 58 歲患有第二型糖尿病的男性，在左小腿上有一個舊傷口，經過數次的清創也未見癒合，故臨床醫師安排進行核醫的三相骨骼掃描檢查。在血池相的影像中，病患左小腿有異常的放射性活性累積（圖四）；間隔 3 小時之後進行骨骼相的攝影，發現病灶不明顯且放射性活性為比較輕微的累積（圖五），懷疑是傷口導致軟組織發炎感染所造成的累積，但不能排除是骨骼感染而造成的骨髓炎，因此臨床醫師再安排鎶 -67 全身掃描加以確認。在鎶 -67 掃描的影像中，發現位於左小腿脛

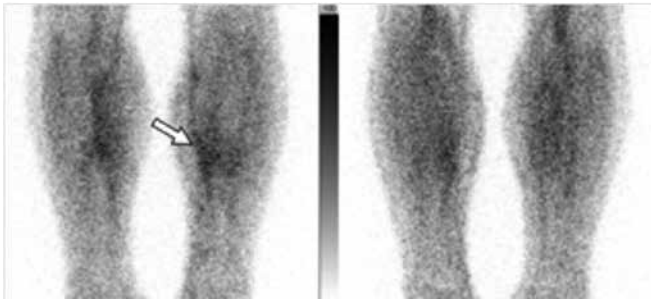


圖二：鎶 -67 全身掃描中，發現位在左腳踝的腓骨附近有異常放射性活性的聚積。

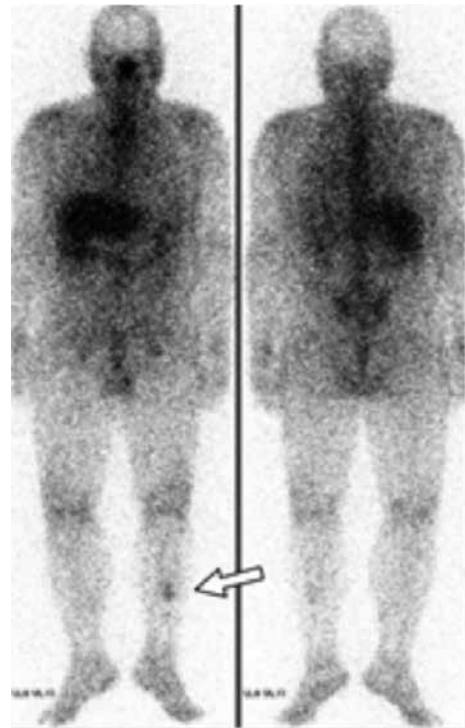
骨相同部位上有異常的放射性活性累積（圖六），但在此平面影像上還是無法確定病灶位置是否在脛骨上，便進一步執行 SPECT/CT 掃描加以定位，影像確認此活性聚積並不是在脛骨上，而是位於左脛骨前的軟組織（圖七）。一系列的影像結果可清楚確認此傷口的發炎感染只位於軟組織而沒有感染到更深部的脛骨，因此可排除骨髓炎的可能性 [5]。



圖三：在單光子電腦斷層 / 電腦斷層的影像中可確認此活性聚積並不是在腓骨的位置上，而是位於左腓骨前的軟組織。



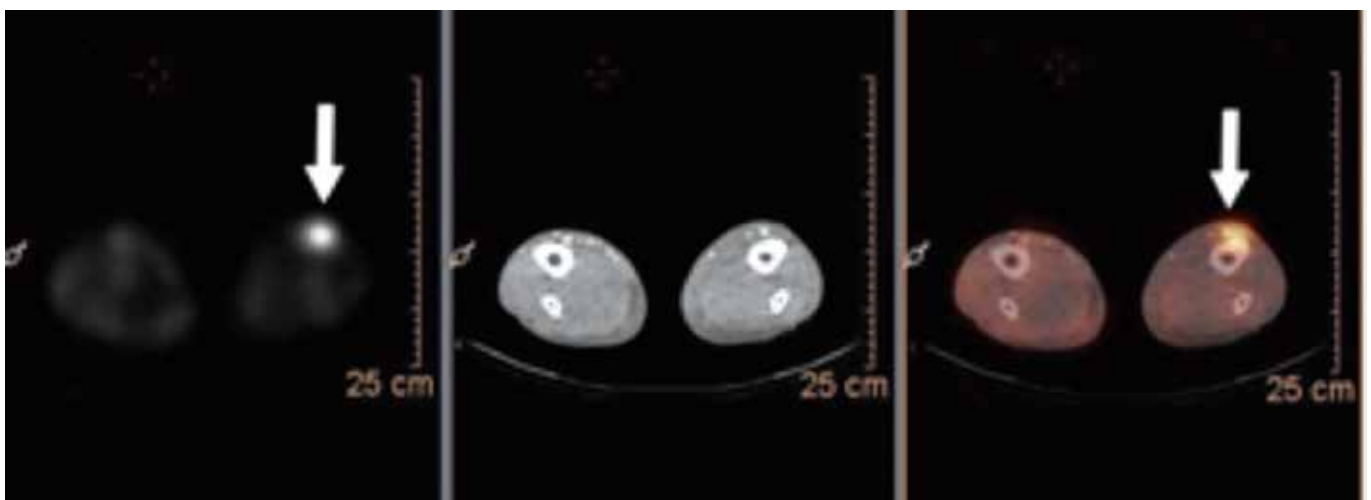
圖四：在三相骨骼掃描的血池相中，位於左小腿脛骨處有異常的放射性活性累積。



圖六：在鎶 -67 全身掃描中，位於左小腿脛骨處上有異常的射性活性累積。



圖五：在三相骨骼掃描的骨骼相中，位於左小腿脛骨處有異常的放射性活性累積。



圖七：在單光子電腦斷層 / 電腦斷層的影像中可確認此活性聚積並不是在脛骨的位置上，而是位於左脛骨前的軟組織。

結 論

核醫的骨骼掃描及鎂-67全身掃描為平面影像，有時會因身體前後器官重疊而無法正確區分病灶位置。但藉著近年來核醫儀器的進展，單光子電腦斷層/電腦斷層掃描後進行影像結合，結合功能性與結構性兩種造影，將兩組影像融合可提供異常病灶更精確解剖定位，提高核醫相關掃描判讀的正確性及臨床價值。

參考文獻

1. Groshar D, Keren R, Gips S, Israel O, Front D. Osteomyelitis and cellulitis. The value of the lateral view in Ga-67 scintigraphy. Clin Nucl Med. 1984 Apr;9(4):236-7.
2. Palestro CJ. The current role of gallium imaging in infection. Semin Nucl Med. 1994 Apr. 24(2):128-41.
3. Schauwecker DS. Osteomyelitis: diagnosis with In-111-labeled leukocytes. Radiology. 1989 Apr. 171(1):141-6.
4. M. P. M. Stokkel, R P Takes, Berthe L van Eck-Smit, Robert Baatenburg de jong. The value of quantitative gallium-67 single-photon emission tomography in the clinical management of malignant external otitis. Eur J Nucl Med. 1997 Nov. 24(11):1429-32.
5. Ivancevic V, Dodig D, Livakovic M, Hancevic J, Ivancevic D. Comparison of three-phase bone scan, three-phase 99m-Tc-HM-PAO leukocyte scan and 67-gallium scan in chronic bone infection. Prog Clin Biol Res. 1990. 355:189-98.

The Application of Single Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography to Differentiate Soft Tissue Infection from Osteomyelitis

Hsiu-Lan Chu¹, Ya-Wen Chuang¹, I-Hsin Tsai¹,
Nan-Chieh Huang¹, Chia-Yang Lin¹, Chih-Ting Liu^{1,2*}

¹*Department of Nuclear Medicine, Kaohsiung Medical University Hospital,
Kaohsiung Medical University, Kaohsiung, Taiwan*

²*Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, College of Health Science,
Kaohsiung Medical University, Kaohsiung, Taiwan*

Abstract

Two patients with underlying disease of diabetes mellitus had wounds in the legs. No improvement was noted after several debridement surgeries. Under the suspicion of osteomyelitis, the clinician arranged bone scan. Bone scan imaging revealed radioactivity around the wound. Gallium-67 scan was arranged for differential diagnosis of soft tissue infection and osteomyelitis. On planar gallium-67 imaging, abnormal radioactivity was noted in the same site. Single photon emission computed tomography/computed tomography was arranged for localization and osteomyelitis was ruled out.

Keywords: bone scan, GA-67 Scan, SPECT/CT

J Nucl Med Tech 2017;14:49-53

Received 2017/11/23

Corresponding author: Chih-Ting Liu

Department of Medical Imaging and Radiological Sciences, College of Health Science, Kaohsiung Medical University, Kaohsiung, Taiwan

Address: 100, Shih-Chuan 1st Road, Kaohsiung, 80708, Taiwan

Tel: (07) 312-1101 ext. 7154 Email: sindysmile@yahoo.com.tw

核醫技術學雜誌投稿簡則

1. 核醫技術學雜誌歡迎與核醫技術學有關的著作、論述等中英文稿，但以未曾刊登且不同時投寄於其他雜誌者為限。
2. 本雜誌接受原著 (Original Papers)、案例報告 (Case Reports)、綜論 (Review Articles)、特稿 (Special Articles)、短論 (Brief Communications)、技術要言 (Technical Innovations and Notes)、核醫技術新知 (Nuclear Medicine Intelligence) 及書信 (Correspondence) 等類型之投稿，但本雜誌有修改、取捨之權。
3. 文稿如經本雜誌刊登，版權即屬本雜誌所有，除商得本雜誌同意外，不得轉載於其它雜誌。
4. 原著指獨家創見或廣泛的、深入的文獻分析，以指引學術發展的動向，文稿格式自定。研究報告應分前言 (引言)、材料與方法、結果、討論及參考文獻等數段。病例報告可分前言 (引言)、病例報告、討論及參考文獻等數段。文前請附摘要 (中文以 600 字，英文以 400 字為限)。文摘請附原文影本二份。
5. 稿件應按下列順序分頁撰寫：
首 頁：包括題目、16 字以內之簡題 (running title)、作者姓名、單位、聯絡人姓名、地址、電話、傳真、e-mail 位址。若第二作者、第三作者等所屬醫院、單位不同，請用阿拉伯數字在作者右上角、單位左上角標示，如：
王世楨¹ 林萬鈺¹ 陳敏男²
¹台中榮民總醫院 核醫科
²行政院原子能委員會 核能研究所
6. 文稿請由左至右以電腦打字，編妥頁碼。紙張用 A4 紙大小，行間距 (包括表格及圖片說明、參考文獻等) 為二空格 (double spaced)。稿件之上下左右緣各留 2.5 cm 空間。**Figure 圖及 Table 表**之題文一律使用英文。
7. 英文稿，文字左邊界對齊，右邊界不要求對齊。中文稿內夾雜英文時，其字首若非專有名詞，一律小寫。數據數字以阿拉伯字書寫，但英文稿之句首除外。
8. 度量衡單位採用公制國際單位符號，即 cm, ml, Kg, Kcal, 37°C, msec, mm², % 等。物質份量用 mol；濃度用 mol/l 或 M，亦可用 mg/100 ml 或 100 mg/dl；放射活度單位 becquerel 用 Bq，curie 用 Ci 表示；振率單位 hertz 用 Hz；同位素之寫法為：^{99m}Tc, ¹²³I, ¹¹C, ¹⁸F-FDG, 1-[¹¹C]-acetate。
9. 參考文獻以文內引用者為限，按照引用的先後順序排列，以阿拉伯數字中括弧表示於引用之句末。撰寫方式請參考 Index Medicus，如係期刊，請按著者姓名、篇名、期刊名稱、出版年代、卷數、起迄頁數順序繕打；如係書籍，請按著者姓名、篇名、編者姓名、書名、版次、出版地、出版商、出版年代、起迄頁數順序繕打。參考文獻的著者在六名或六名以內，全部列出；七名或七名以上，僅列前三名，其餘以等 (et al.) 表示。文內引用雜誌名，如原文有譯者，照譯名稱，無譯者均以羅馬拼音寫出 (附註原文之語言，例如：In Japanese)。

範例：

1. Feely J, Wilkinson GR, Wood AJJ. Reduction of liver blood flow and propranol metabolism by cimetidine. *N Engl J Med* 1981;304:691-695.
2. Yu MD, Chen WL, Jiau SF, et al. Comparison of radioimmunoassay and fluorescence polarization immunoassay data related to determination of cyclosporine concentrations of heart transplant patients. *Ann Nucl Med Sci* 1992;5:143-147.
3. Kaplan NM. Coronary heart disease risk factors and anti-hypertensive drug selection. *J Cardiovasc Pharmacol* 1982;4 (Suppl 2):186-365.
4. Anonymous. Neurovirulence of enterovirus 70 [Editorial]. *Lancet* 1982;1:373-374.

摘要頁：包括題目、摘要、3 至 5 個關鍵詞 (key words) (文稿從這一頁起送審，請勿於此頁打入作者姓名、單位資料，以保持審稿之客觀性)。

本文：包括前言 (引言)、材料與方法、結果、討論、誌謝、參考文獻。

表格、圖片說明頁：依表格、圖片在本文出現順序專頁繕打，置於本文之後。

翻譯摘要頁：中文稿件以英文撰寫此頁；英文稿件以中文撰寫此頁。第一份包括題目、作者姓名、單位、摘要、關鍵詞。另外兩份翻譯頁僅包括題目、摘要、關鍵詞 (請不要有作者姓名、單位，以保持審稿之客觀性)。

5. Tada A, Hisada K, Suzuki T, et al. Volume measurement of intracranial hematoma by computed tomography. *Neurol Surg (Tokyo)* 1981;9:251-256. [In Japanese; English abstract].
6. Araki G, Prognosis in thalamic hemorrhage. *Jpn J Stroke* 1981;3:120-122. [In Japanese].
7. Begent RHJ, Jewkes RF. Rdiolabelled antibodies for imaging of gastrointestinal tumours. In: Robinson PJA, ed. *Nuclear Gastroenterology*. 1st ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1986:145-156.
8. 陳輝墉, 曾凱元, 高潘福, 黃妙珠。核醫骨骼造影在人工全髖關節鬆脫或感染之評估。 *臺灣醫誌* 1986;554-560。
9. 張文成。基礎核子醫學, 一版。臺北: 華杏, 1982: 97-110。
10. 除參考文獻內之出版年代到頁數間不必留空格外, 文內逗號(,)、句號(.)、冒號(:)、分號(;)後各留一空格。左側中括弧([)、左側小括弧()及左側引號(‘或’)之前面要留一空格。右側中括弧(])、右側小括弧()及右側引號(‘或’)之後面若無其他標點符號, 後面要留一空格。
11. 每一表格應分開另紙繕打, 依文內引用之順序排列, 置於表格及圖片之說明頁之後。縱線請設法避免, 橫線也儘量少用, 不必加邊線。表格內之附註, 請依次用 *, +, §, l, =, ** 等符號說明, 本文內儘量避免另加附註。
12. 圖片三套, 每套分別置於一個封袋。照片必須光面清晰, 每張背面並以軟鉛筆註明號碼、

題目(勿註作者姓名、單位), 並以箭頭指示朝上方向。如係多張拼圖, 請拼組後翻拍成 5×7 吋 (127×173 mm) 照片。如係繪圖, 應用濃墨描繪於白紙。光學或電子顯微鏡照片, 請註明染色方法及放大倍率或比率。亦應將圖片、拼圖、繪圖, 燒錄於光碟片中。

13. 爲了減少排版錯誤, 投稿時請一併提供 IBM PC 相容電腦 Microsoft Word 檔磁碟片、光碟片或電子郵件中。磁片中、光碟片或電子郵件中請勿包含任何指令檔(.com)、執行檔(.exe)、隱藏檔, 更請注意不要有病毒。
14. 論文掲載以審查通過之順序陸續出版。如果希望立即掲載, 需自行負擔全部費用。
15. 重新繪製插圖費用、英文修改費用、彩色圖版的印刷費用, 一概由作者自行負擔。
16. 被接受發表之文稿, 除書信(correspondence)外, 作者可免費獲抽印本 50 份。額外抽印本可用成本費加印, 投稿時請事先聲明加印數量。
17. 其他細節請參閱國際指導委員會(International Steering Committee)發表之生物醫學雜誌稿件統一規格(Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals, *Ann Intern Med* 1997;126:36-47)。
18. 來稿請備一式三份(一份原稿, 二份複印稿)及一份含文稿檔案電腦磁片或光碟片, 寄『核醫技術學雜誌總編輯 台北市中山區(10449)中山北路二段 92 號 台北馬偕醫院 核醫科杜高瑩放射師』或 E-mail: kenny@ms2.mmh.org.tw, 並附一投稿簡函。

核醫技術學誌

宗旨與目的

本雜誌致力於迅速出版國內、外有關核醫技術學研究、發展、應用之臨床、技術與基礎論文。其目的在於提高國內核醫技術學整體之水準。除原著論文之外, 目前熱門題目之綜述、技術發展、病例教學之文稿凡有助於達成上述目的者亦在歡迎之列。

版權

版權在於保護作者與發行單位(中華民國核醫學學會醫技委員會), 所有文章皆在作者完成版權轉移之手續後再予以刊登。文章一經刊登非得本刊同意, 不得全部或部份轉載。

刊別

核醫技術學雜誌 *J Nucl Med Tech* 爲年刊, 每年發行一期, 民國 94 年(西元 2005 年)第 2 卷第 1 期發行。

訂閱辦法

- 一、零售定價: 每冊新台幣 150 元。
- 二、訂閱: 每年 1 期新台幣 150 元。
- 三、劃撥: 19781819, 中華民國核醫學學會醫技委員會, 註明購買或訂閱者姓名、地址。

Journal of Nuclear Medicine Technology

Instructions to Authors

Scope. The journal solicits original contributions which should not contain previously published material and will not be published elsewhere. Other than Original Papers, Brief Communications, Review Articles, Special Articles, Technical Innovations and Notes, Nuclear Medicine Intelligence, Case Reports, Correspondences are also accepted. The authors of the accepted manuscript must agree to automatically transfer the copyright to the Journal Nuclear Medicine Technology.

Address for Contributions. Three Copies of manuscripts printed on one side of A4 papers should be submitted (including illustrations) to the editorial office:

Kao-Ying Tu

Editor in Chief

Journal of Nuclear Medicine Technology

Department of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, No 92, Section 2, Zhongshan North Road, Taipei 10449, Taiwan, R.O.C.

Tel: (02)2543-3535#2299

Fax: (02)2543-3642

Electronic Editing. The journal is using personal computers to edit manuscripts accepted for publication. Submission of a 3.5-inch floppy diskette or CD containing the text is required to reduce typing error in the process of publication. The text file should be in major formats, such as Microsoft Word. Authors are required to check spelling and grammar before submission.

Preparation of Manuscripts. Research paper should be organized in order of title page, abstract page (blind title, abstract keywords), introduction, materials and methods, results, discussion, acknowledgement (if necessary), references, table/figure legends, tables, figures. Case report may be organized in order of title page, abstract page (blind title, abstract keywords), introduction, case report, discussion, references, table/figure legends, tables, figures. Each starts from a new page. The Chinese manuscript should have an English translation of

abstract and keywords, and vice versa. Abstract and keywords of the English manuscript from authors who are not native Chinese can be translated by editorial office. All pages must be typewritten on one side of white A4 size paper, sequentially numbered, double-spaced with liberal margins.

Title Pages. The title page should contain title of the article; name(s) and affiliation(s) of authors(s). All footnotes to the names of the authors and affiliations should be indicated by Arabic numeral in superscript. Designate one author as the corresponding author and provide address, phone numbers, fax number and e-mail address. Do not contain such information elsewhere in the manuscript to ensure an unbiased review.

Abstract. The abstract must limited to 400 words or less and typed on a separate page. Abstracts for Original Articles must be structured with paragraphs labeled Background, Methods, Results, and Conclusion. Include 3 to 5 or less keywords in alphabetical order. Use Index Medicus terms from medical subject heading where possible. Abbreviations may be used without explanation.

Text. References should be cited with square brackets in the text and listed by the order of appearance in the text. When abbreviating isotopes, designate them in the following manner: ^{99m}Tc , ^{123}I . Radiopharmaceuticals should be listed with the isotope first followed by the chemical form. When using abbreviations, the full name should be spelled out completely the first time it is mentioned, followed by the abbreviation in parentheses. Thereafter the abbreviated form must be used. Radiation measurements will be published in either the International System of Units (SI) or the old system. For more details, authors are advised to consult the "Uniform Requirements for Manuscript Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997; 126:36-47). However, the editors are authorized to make changes to conform to the individual style of Annals Nuclear Medicine and Sciences instructions to authors.

References. Names of the journal is abbreviated according to Index Medicus. Name(s) of the author(s) not more than six are factually listed. Otherwise the first three are listed and followed by 'et al.' Examples:

1. Feely J, Wilkinson GR, Wood AJJ. Reduction of liver blood flow and propranol metabolism by cimetidine. *N Engl J Med* 1981;304:691-695.
2. Yu MD, Chen WL, Jiau SF, et al. Comparison of radioimmunoassay and fluorescence polarization immunoassay data related to determination of cyclosporine concentrations of heart transplant patients. *Ann Nucl Med Sci* 1992;5:143-147.
3. Kaplan NM. Coronary heart disease risk factors and anti-hypertensive drug selection. *J Cardiovasc Pharmacol* 1982;4 (Suppl 2):186-365.
4. Anonymous. Neurovirulence of enterovirus 70 [Editorial]. *Lancet* 1982;1:373-374.
5. Tada A, Hisada K, Suzuki T, et al. Volume measurement of intracranial hematoma by computed tomography. *Neurol Surg (Tokyo)* 1981;9:251-256. [In Japanese; English abstract].
6. Araki G. Prognosis in thalamic hemorrhage. *Jpn J Stroke* 1981;3:120-122. [In Japanese].
7. Begent RHJ, Jewkes RF. Radiolabelled antibodies for imaging of gastrointestinal tumours. In: Robinson PJA, ed. *Nuclear Gastroenterology*.

1st ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1986:145-156.

Illustration and Tables. Figures should be submitted as three sets of clear black-and-white glossy prints, with lettering large enough to be legible when reduced. Color illustrations can be reproduced if the additional cost is met by the author. On the back of each figure give the figure number and the title, and indicate the top of figure with arrow. Each figure must be provided with a legend. Type legends double-spaced on a separate sheet of paper. If an illustration has been previously published, give full credit to the original source in the legend. Figures and tables should be numbered in the order they appear in the text. Each legend should give full, explicit, explanations for all sections of the figure and all abbreviations and arrows used. Each table must be typed double-spaced on a sheet of paper. A concise title should be supplied for each. If a table or any data therein have been previously published, a footnote must give full credit to the original source. Abbreviations used in a table must be spelled out in a footnote. Tables and figures should supplement, not duplicate, data in the text.

Reprints. Authors will receive 50 free offprints upon acceptance of their paper. The opportunity to order more reprints will be given if the additional cost is met by the author.

J Nucl Med Technol

Journal of Nuclear Medicine Technology is published yearly by committee of N. M. Technology the Society of Nuclear Medicine, R.O.C.

Editorial communication should be sent to the Editor-in-chief: Kao-Ying Tu, Department of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, No 92, Section 2, Zhongshan North Road, Taipei 10449, Taiwan, R.O.C., Tel: (02)2543-3535#2299, Fax: (02)2543-3642.

Business communication concerning advertising, subscriptions, change of address, and permission requests should be sent to the publisher: Committee of N. M. Technology The Society of Nuclear Medicine, R.O.C., Department of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, No 92, Section 2, Zhongshan North Road, Taipei 10449, Taiwan, R.O.C., Tel: (02)2543-3535#2299, Fax: (02)2543-3642

Material printed in the Journal is covered by copyright. No part of this publication may be reproduced or transmitted in any form without written permission.

Subscription rates for:

International price including postage and handling--

(a) by air mail US\$ 50.00/year

(b) by surface mail US\$ 40.00/year

Payment should be made to:

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

Department of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, No 92, Section 2, Zhongshan North Road, Taipei 10449, Taiwan, R.O.C.

核醫技術學雜誌投稿版權轉移同意書及格式檢查清單

(請影印此清單詳細檢查填妥後隨同稿件寄出)

茲寄上文稿 _____

乙篇·本文 原著 綜論 病例報告 短論 讀者投書 (請作者選一)，未曾也不考慮於其他國內外雜誌上發表。如本文被接受刊登，版權即為核醫技術學雜誌所有。

_____ 文稿為電腦打字，紙張用 A4 紙大小，行間距為二空格。稿件之上下左右緣各留 2.5 cm 空間。

_____ 編妥頁碼並依首頁、摘要頁、本文、表格 / 圖片說明頁、表格、圖片、翻譯摘要頁順序排列。

_____ 首頁包括題目、簡題、作者姓名、單位、聯絡人姓名、地址、電話、e-mail 地址、研究之贊助者。格式必須符合本雜誌投稿簡則第 5 項規定。

_____ 摘要頁包括題目以及 3 至 5 個關鍵詞。格式必須符合本雜誌投稿簡則第 5 項規定。

_____ 本文從第三頁開始，包括：前言（引言）、材料與方法、結果、討論、誌謝、參考文獻。

_____ 參考文獻格式必須符合本雜誌投稿簡則第 9 項規定。

_____ 表格 / 圖片說明頁：Figure 及 Table 表題一律使用英文，依表格及圖片之順序專頁繕打，置於本文之後。

_____ 表格格式必須符合本雜誌投稿簡則第 11 項規定。

_____ 圖片三套，背面以軟鉛筆註明號碼、題目，格式必須符合本雜誌投稿簡則第 12 項規定。

_____ 翻譯摘要頁：第一份包括題目、作者姓名、單位、摘要、關鍵詞。另外兩份翻譯頁僅包括題目（不要有作者姓名、單位）、摘要、關鍵詞。

_____ 文稿三份及一片含稿件 Microsoft Word 檔案磁碟片或光碟片。

投稿人簽名 _____ 日期 _____ 年 _____ 月 _____ 日