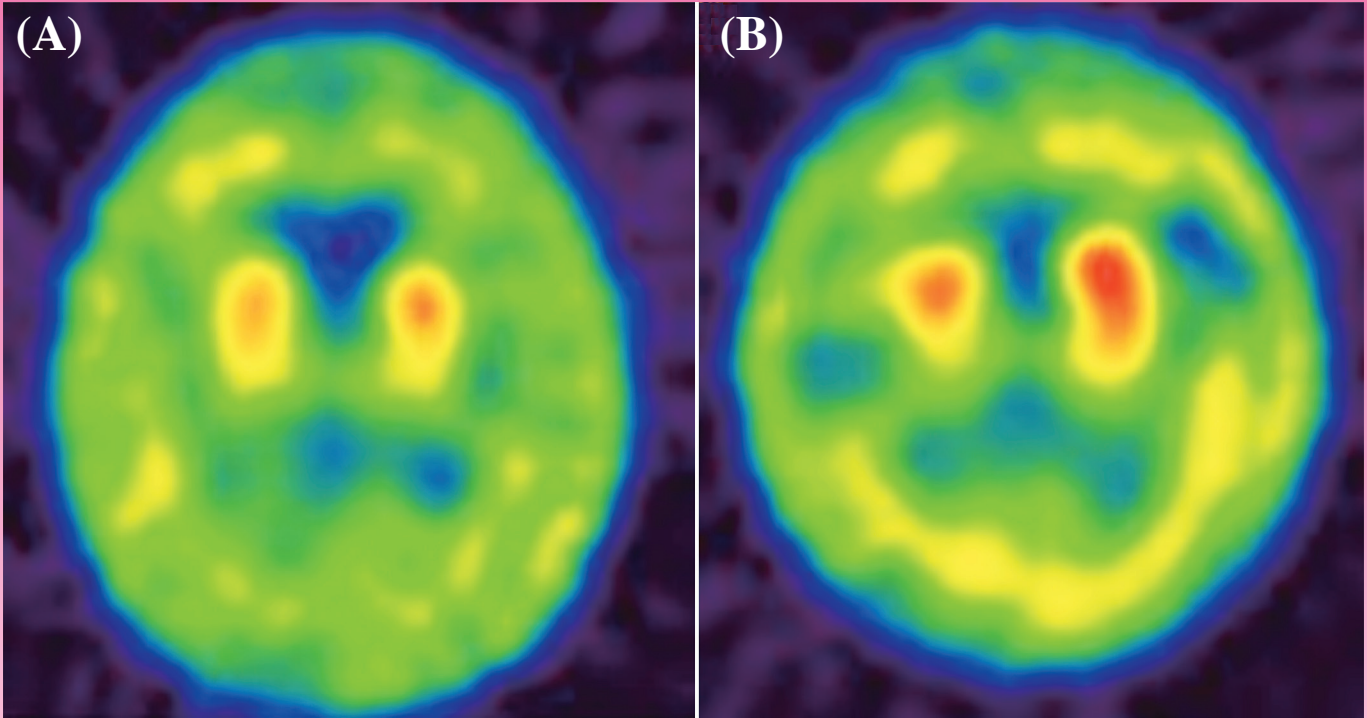


核 醫 技 術 學 雜 誌
Journal of Nuclear Medicine Technology

Journal of Nuclear Medicine Technology
核醫技術學雜誌

Volume 13 Number 1 Pages 1-65 December 2016



Comparison the density of dopamine transporter in the clinical discordant patients of Parkinson's disease (A) and idiopathic Parkinson's disease (B).

Volume 13 Number 1

December 2016

第十三卷 第一期

中華民國一〇五年十二月

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 Editorsin-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

陳雅鳳 (Ya-Huang Chen)

亞東醫院

黃雅婕 (Ya-Chieh Huang)

萬芳醫院

中區

周國堂 (Kuo-Tang Chou)

台中榮民總醫院

顏國揚 (Kuo-Yang Yen)

中國醫學大學附設醫院

林奉儒 (Feng-Ju Lin)

彰化基督教醫院

張白容 (Pai-Jung Chang)

中山醫學大學附設醫院

姜繼宗 (Chi-Tsung Chiang)

中港澄清醫院

黃政凱 (Cheng-Kai Huang)

彰化秀傳醫院

程曉柔 (Hsiao-Jon Cheng)

沙鹿童綜合醫院

陳逸珊 (Yi-Shan Chen)

台中慈濟醫院

詹庭茵 (Ting-Yin Tsan)

國軍台中總醫院

陳惠萍 (Hui-Ping Chen)

林新醫院

南區

鍾相彬 (Shiang-Bin Jong)

高雄醫學院

張貴蘭 (Kuei-Lan Chang)

高雄醫學院附設醫院

李世昌 (Shih-Chang Li)

成大醫院

顏宏祺 (Hung-Chi Yen)

高雄長庚醫院

王文祥 (Wen-Hsiang Wang)

義大醫院

林雯君 (Wen-Chun Lin)

高雄榮民總醫院

鄭時維 (Shih-Wei Cheng)

屏東基督教醫院

莊欣慧 (Hsin-Hui Chuang)

國軍左營醫院

董啓忠 (Chi-Chung Tung)

東港安泰醫院

陳建良 (Chien-Liang Chen)

阮綜合醫院

核醫技術學雜誌

第 13 卷第 1 期

中華民國核醫學學會醫技委員會學誌

中華民國 105 年 12 月發行

原 著

- 迴旋加速器增加 F-18 產率之輻射劑量評估 1
郭明杰 許芳裕 趙君行 殷國維
- 利用不同人員中子劑量計評估迴旋加速器中心工作人員中子劑量 9
郭明杰 許芳裕 趙君行 殷國維
- 以蒙地卡羅模擬工具觀察 PET/MRI 磁場對於正電子運動的影響 19
柴發順 江泰林 歐玲君 邱鼎寬
- 利用品管手法提升醫院內同仁對游離輻射防護的認知率 27
郭俊良 游宜芳 徐世美 何建宗 林雅惠 蔡宛瑜 李靜宜 張鈺弘
- CT 疊代式影像重建法對 PET/CT 影像的影響：假體實驗 37
柴發順 江泰林 歐玲君 邱鼎寬
- 多巴胺轉運體影像在帕金森氏症之臨床不一致現象 47
樊裕明 林俊杰 陳紹原 林仁政 袁耀南 王文奇

病例報告

- 單光子電腦斷層 / 電腦斷層在副甲狀腺掃描定位應用 - 病例報告 53
朱秀蘭 林家揚 游慧貞 蔡亦欣 劉芝庭
- ^{99m}Tc -MDP 動脈內注射導致骨骼掃描肢體不正常之吸收：手套現象 57
張志源 施並富 林谷鴻 杜高瑩
- 腦池灌注攝影與核磁共振造影用於偵測癲癇病灶之應用 - 病例報告 61
劉芝庭 莊雅雯 朱秀蘭 蔡亦欣 游慧貞 林家揚

Journal of Nuclear Medicine Technology

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

Volume 13, Number 1

ISSN 1818-2712

December 2016

Original Articles

Evaluation of Radiation dose for Cyclotron Under the Increase F-18 Production Yield..... 1

Ming-Jay Kuo, Fan-Yu Hsu, Jiunn-Hsing Chao, Kuo-Wei Yin

**Evaluation of Personnel Neutron dose in SK Cyclotron Center by Using Different
Personnel Neutron Dosimeters 9**

Ming-Jay Kuo, Fan-Yu Hsu, Jiunn-Hsing Chao, Kuo-Wei Yin

The Motion of Positron in PET/MRI Magnetic Fields: A Monte Carlo Simulation Study 19

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

**Using Quality Control Cycle to Improve Cognitive Rate of Ionizing Radiation
Protection of Staff in the Hospital 27**

*Chun-Liang Kuo, Shih-Mei Hsu, Yi-Fang Yu, Ya-Hui Lin, Jian-Zong Ho,
Wan-Yu Tsai, Ching-Yi Lee, Yu-Hung Chang*

**The Impact of Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction of CT Image
in PET/CT Scan: A Phantom Study 37**

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

**Dopaminergic Transporter Imaging in the Clinical Discordant Phenomenon of
Parkinson's Disease..... 47**

*Yu-Ming Fan, Chun-Chieh Lin, Shao-Yuan Chen, Jen-Cheng Lin,
Yao-Nan Yuan, Vinchi Wang*

Case Reports

**Localization of Parathyroid Glands with Single-photon Emission Computed
Tomography/Computed Tomography (SPECT/CT) — Case Reports..... 53**

Hsiu-Lan Chu, Chia-Yang Lin, Hui-Chen Yu, I-Hsin Tsai, Chih-Ting Liu

**Abnormally Increased Uptake of ^{99m}Tc-MDP in an Extremity Caused by
Intra-arterial Injection: Glove Phenomenon..... 57**

Chih-Yuan Chang, Bin-Fu Shih, Ku-Hung Lin, Kao-Yin Tu

Brain Perfusion SPECT and MRI in Detection of Epilepsy Foci – Case Reports 61

*Chih-Ting Liu, Ya-Wen Chuang, Hsiu-Lan Chu, I-Hsin Tsai,
Hui-Chen Yu, Chia-Yang Lin*

中華民國 93 年 11 月 20 日創刊

發 行：中華民國核醫學學會
秘 書 處

理 事 長：鄭 澄 意

醫技委員會：杜 高 瑩
主 任 委 員

執 行 祕 書：王 秀 珊

會 址：11490 台北市內湖區成功路二段 325 號
三軍總醫院核醫部轉核醫學學會

電 話：(02) 87923311#16707、16713

傳 真：(02) 87927217

劃 撥：19781819

電子信箱：tsnm.tw@gmail.com

印 刷：宇晨企業有限公司 yuchen68@ms51.hinet.net

地 址：台北市和平東路二段 151 號 6 樓

電 話：(02) 27037667 傳真：27033381

迴旋加速器增加 F-18 產率之輻射劑量評估

郭明杰^{1,3} 許芳裕^{2,3} 趙君行² 殷國維^{1*}

¹ 新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 迴旋加速器中心

² 國立清華大學 生醫工程與環境科學系

³ 國立清華大學 原子科學技術發展中心

摘要

迴旋加速器利用質子射束 (9.6 MeV) 撞擊 O-18 水 (^{18}O -water)，經過 (p,n) 反應，而產生 ^{18}F 放射性核種。 ^{18}F 產率會隨著射束電流與 (p,n) 反應數增加而增加。迴旋加速器室周圍中子輻射與二次射線劑量強度與 (p,n) 反應數成正比。因此增加產率時需評估此增加量對於周圍環境及工作人員的輻射劑量影響。評估迴旋加速器在提高產率運轉條件下，所產生的混核輻射場的劑量與中子能譜特性，並探討增加生產活度時其迴旋加速器室周圍環境之輻射屏蔽能力及在運轉時對於工作人員輻射劑量影響。本研究使用不同尺寸聚乙烯球 (Bonner Sphere Spectrometer, BSS) 搭配 $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 偵檢器及雙熱發光劑量計 (TLD-600/700) 的方法，評估迴旋加速器在提高產率運轉條件下，不同的射束電流強度所產生的光子與中子輻射劑量強度。並探討增加 F-18 產率後，其誘發中子輻射與二次射線劑量分布對周圍環境影響及輻射屏蔽與屏蔽設計的評估。

本研究建立了不同尺寸聚乙烯球搭配 $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 偵檢器之中子能譜評估方法。並使用此方法測量在迴旋加速器屏蔽外量測中子通量，其結果顯示每增加 5 μA 射束電流強度，最大會增加 20%。對於使用 45 μA 射束電流時，光子與中子的輻射量皆會增加 40%。本研究結果建議迴旋加速器室周圍增加 4 公分 PE 板與 7 公分 BaSO_4 板可達最佳的屏蔽效果。

關鍵詞：迴旋加速器、不同尺寸聚乙烯球、射束電流

核醫技學誌 2016;13:1-8

前言

本院正子中心新購置之 mPET/CT 具有高解析度及高計數率等優點，對於受檢查者可降低劑量與檢查時間但不影響造影品質。檢查人數因而大幅增加，相對地對正子藥劑的需求量也大幅增加。因此，增加產能是目前迴旋加速器中心重要的課題之一。

而本院迴旋加速器中心所使用是 GE MINItac 迴旋加速器，此迴旋加速器是屬於固定能量式 9.6 MeV 負離子 (H^-) 加速器，因此無法利用提高能量的方式提高產能，迴旋加速器中心為了要增加單次運轉之 F-18 生產量，在固定的入射能量與相同靶體 (2.4 cm^3) 下，增加入射之質子數目其可增加 (p,n) 反應，此反應數與 F-18 活度成正比，射束電流 (beam current) 強度是控制離子源產生負離子數的多寡，因此可以改變射束電流強度來增加 F-18 的生產活度，提供加速器中心的生產量。而生產量與 (p,n) 反應數成正比，因此在運轉過程中會誘發出中子輻射，及其他二次射線（如： γ 、 β 射線等）強度相對的也會增加，尤其是誘發中子輻射量。而這些誘發的中子輻射量在靶體內之能量分布及經過原廠設計的自我屏蔽 (self-shielding) 後，其在加速器室與周圍環境中子輻射的能量分布情形的探討是相當重要的 [1-7]。根據文獻指出 [8]，在相同的靶極下，射束電流強度從 30 μA 增加到 35 μA ，其所產生的質子射數量會增加至少 15%，產生的質子數越多，代表發生 (p,n) 反應的機率增加，其誘發中子輻射與二次射線輻射量也會增加 15%，因為不同能量的中子輻射對於人體所造成輻射生物效應 (Relative biological effectiveness, RBE) 亦不同，且具不同線性能量轉移 (Linear Energy Transfer, LET) 值；對於工作人員輻

受理日期：105 年 4 月 20 日

聯絡人姓名：殷國維

單位：新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 迴旋加速器中心

地址：台北市士林區文昌路 95 號

電話：02-28332211 轉 2295 電子信箱：yin4355@gmail.com

射劑量評估而言，人體組織器官受到輻射傷害與輻射劑量會因不同種類輻射與不同輻射能量之間的差異不同而不同 [9]。因此必須評估加速器周圍環境的輻射屏蔽能力及輻射強度對工作做人員的影響。

本研究針對迴旋加速器在增加產能的生產條件下，評估加速器在使用 40-45 μA 射束電流（目前 35 μA ），生產 F-18 放射性核種活度提高至 2000-2500 mCi（目前 1500 mCi）下，在運轉過程中，所產生的光子與中子混核輻射場的劑量評估，及所誘發的中子能譜分布。以目前加速器室周圍屏蔽能力，評估在增加產能後，迴旋加速器室其所需光子與中子輻射屏蔽厚度及屏蔽材質與組成的方式，探討其在增加屏蔽後加速器在高強度運轉條件下所產生光中子混合輻射場輻射劑量暴露及其對工作人員體外輻射暴露劑量與加速器室周圍劑量分布的影響。進一步分析本院迴旋加速器在未來提升產能時，輻射劑量與屏蔽設計有一重要參考數據。

材料與方法

本研究使用不同尺寸的聚乙烯球 (Bonner sphere spectrometer) 搭載 $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍偵檢器可以測量加速器屏蔽外的中子能譜，此偵檢器的優點是對於中子的靈敏度相當高，故對於經過屏蔽後，產生中子數較少，是一相當好測量儀器 [10-14]。另外，利用 TLD-600 與 TLD-700 包覆銅片與不包覆銅片的方式，評估光子與中子的輻射劑量量測。利用 PE 板與鋇板屏蔽材質，計算光子與中子輻射所需的屏蔽厚度與屏蔽效果。

藉由這些妥善校正過的劑量計，可度量迴旋加速器在運轉的過程所釋放出之光子與中子輻射，深入評估迴旋加速器在運轉時提高 F-18 產率前與後，其加速器靶體內與加速器經過屏蔽後所產生光子與中子劑量分布，與增加 F-18 產量後之輻射量與相對其所造成的影響，並加入適當 PE 板與鋇板的屏蔽物，使迴旋加速器中心之工作環境可以達到最適化，增加產能並降低工作人員輻射劑量暴露至合理抑低的情況。

不同尺寸大小聚乙烯球 (Bonner Sphere spectrometer, BSS) 搭載 $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍偵檢器方法

本實驗使用不同尺寸大小聚乙烯球 (Bonner Sphere spectrometer, BSS) 搭載 $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍偵檢器量測系統，此系統又稱為主動式熱中子偵檢器 (Active thermal

neutron detectors)，此儀器對中子輻射屬於高靈敏度之儀器且容易操作，是國際上公認可以評估中子能譜之儀器，本研究擬建立此儀器中子能譜評估方法，並用來評估迴旋加速器室屏蔽外的中子能譜。此套系統由 Ludlum Measurements 公司出產中子能譜偵檢儀，型號：Model 42-5，其包含 0, 2, 3, 5, 8, 10 及 12 英吋的聚乙烯球 (Bonner Sphere spectrometer, BSS)，其密度為 0.95 g cm^{-3} ，並搭配 $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍偵檢器， $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍晶體的尺寸為直徑 4 mm，長度為 4 mm 圓柱型晶體（如圖 1）。此組中子能譜偵檢儀可測量中子能量範圍 0.025 eV~12 MeV [15-17]， $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍晶體被密封在鋁材質的容器裡，晶體表面是非常薄的金屬玻璃視窗，在容器的壁上塗覆 Al_2O_3 做為反射材料，在鋁容器中除了有 $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍晶體還包含光導管 (light pipes)、光電倍增管 (photomultiplier tube, PMT) 與底座等。操作電壓 400-900 volts，可在室溫下操作（溫度適用範圍： -20°C ~ 50°C ）。由於 $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍晶體 ^6Li 含量 96.1%，因此此偵檢器 ^6Li 對於熱中子的作用截面遠大於光子作用截面，且小體積尺寸 $^6\text{LiI(Eu)}$ 晶體對於光子的響應我們可以忽越不計。 $^6\text{LiI(Eu)}$ 晶體主要是以 $^6\text{Li(n, } \alpha)^3\text{H}$ 反應測量熱中子響應，因此不同尺寸的硼球將會對不同能量的中子衰減程度不同，故每一個尺寸硼球會對應到不同的中子能量響應，本實驗 BSS 尺寸可測量中子的能量範圍 0.025 eV~12 MeV。

此 BSS 搭配 $^6\text{LiI(Eu)}$ 閃爍偵檢器測量儀之中子能譜校正是根據 NCRP 第 112 報告書及參考文獻建議 [18]，



圖 1：左圖為 Ludlum Measurements 公司出產中子能譜偵檢儀，型號：Model 42-5；編號 1-6 的 BSS 的尺寸為 0, 2, 3, 5, 8, 10 及 12 英吋。

將選擇用國家游離輻射標準實驗室之 Cf-252 中子射源做中子劑量及能譜校正，並且校正的距離從表面 0 cm 至 200 cm 做等距離測量，可以獲得不同聚乙烯球尺寸、不同中子能量及距離之間的關係獲得相關的校正因子。其方法是將不同硼球大小所測量到的計數率 (Count rate)，以及用蒙地卡羅模擬 (Monte Carlo simulation) 在相同的幾何條件下，計算出每一種的中子能量對於不同尺寸的 BSS 與偵檢器的響應因子 (Response factor, R)，再經由 UMG 3.3 軟體展開 (Unfolding) 即可獲得中子能譜，其方法如公式 1 [4,10,19]：

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

C_i 代表使用第 i 個硼球所獲得的計數率 (counting rate)； Φ_j 代表第 j 個中子能量組 (Neutron energy bin) 所對應的通量 (fluence)； $R_{i,j}$ 是第 j 個 Neutron energy bin 在第 i 個 BSS 硼球的響應。

雙熱發光劑量計之光子與熱中子劑量量測方法

將篩選過的 TLD-700 與 TLD-600，分批置於清華大學之 ^{137}Cs 輻射照射場，分別給予不同光子劑量照射，計讀照射過後的 TLD，由計讀儀內之光電倍增管將 TLD 之能量記錄轉換成輝光曲線，再由電腦軟體將輝光曲線面積轉化為電量值。將照射光子劑量與相對應的 TLD 計讀電量值繪成校正曲線，以獲得 TLD-600 與 TLD-700 對光子之電量 - 劑量轉換因子 (cGy/nC)。

將金箔與 TLD-600/700 置於中子場（例如：中子射源 (^{252}Cf) 或清華大學之核子反應器之中子束）進行照射可進行中子劑量響應校正。本研究擬將金箔與 TLD 於相同照射條件下，放置於清華大學原科中心核子反應器之中子束照野內進行照射。TLD-700 含有 99.93% ^7Li 與 0.07% ^6Li 而 TLD-600 含有 4.38% ^7Li 與 95.62% ^6Li ，其中 ^6Li 的熱中子作用截面為 940 邦 [21]，所以 TLD-600 可以同時偵測到光子與中子的劑量，而 TLD-700 只有含微量的 ^6Li ，因此 TLD-700 受輻射照射後所產生的反應大部份來自於光子的劑量貢獻。使用 TLD-600/700 在混合場中作照射，TLD-700 經校正曲線轉換成劑量後為光子的劑量，再將 TLD-600 的劑量值扣除掉 TLD-700 的光子的劑量，即可推算出 TLD-600 的中子劑量。

本研究使用 TLD-600/700 及金箔在核子反應器之

中子束混合場中作照射，依據金箔活化法求得量測點之熱中子通量，再經由通量 - 劑量轉換因子 (flux to dose conversion factor) 換算成為熱中子劑量。在混合場中相同照射條件下，TLD-600 獲得的光子劑量與 TLD-700 大致相同，TLD-600 之總電量值扣除掉本身的光子電量值即為 TLD-600 的中子電量貢獻。比較相同照射位置與照設條件下金箔活化法求得之熱中子劑量與 TLD-600 之熱中子電量計讀值，可得到 TLD-600 之熱中子劑量響應（電量 - 劑量轉換因子）。此外，利用鋁片會吸收熱中子或將快中子及超熱中子減速的特性，包鋁之 TLD 無法量到原來之熱中子（因其已被鋁所吸收掉），但可度量到被緩速的部分快中子與超熱中子，而裸 TLD 則可度量到熱中子與部分快中子及超熱中子；使用包鋁材料之 TLD 與裸 TLD 同時度量，可以分出熱中子與能量高於熱中子之快中子及超熱中子之 TLD 讀數貢獻。本研究使用之 TLD 計讀儀為 Harshaw 3500 型計讀儀。

評估迴旋加速器增加產能前與增加能後光子與中子輻射場劑量強度

目前本院迴旋加速器中心最高的運轉條件式使用 9.6 MeV 質子射束能量，35 μA 射束電流強度與使用可以裝載 2.4 cm^3 氧-18 水的 (^{18}O -water) 1 號靶，連續運轉 100 分鐘，最多可以生產 F-18 為 1500 mCi。1 號靶最大耐受射束電流強度為 50 μA ，因此本中心計畫將 35 μA 射束電流強度提高至 40-45 μA ，F-18 生產量提升至 2000-2500 mCi，此一運轉條件與生產量所誘發出的中子輻射與二次射線輻射量值得重視。根據每年年度輻射偵測測試報告得知，迴旋加速器室中不論是中子或光子輻射線強度最高的劑量貢獻點在加速器靶極端的位置，因此加速器靶極區為本次實驗評估劑量與屏蔽計算的區域。

本研究使用氟化鈣系列之晶片 (chip) 型 TLD (TLD-600 及 TLD-700)，尺寸大小為 $3.1 \times 3.1 \times 0.89 \text{ mm}^3$ ，密度為 2.64 g/cm^3 ，有效原子序為 8.2。以 TLD-600 與 TLD-700 兩種 TLD 互相搭配，利用 ^6Li 含量之不同，雙熱發光劑量計測量方發可以同時評估出光子與熱中子的劑量貢獻。

迴旋加速器運轉條件為 9.6 MeV 質子射束能量及 1 號靶，連續運轉 100 分鐘，比較 30 μA 與 35 μA 射束電流強度，並將雙熱發光劑量計以棋盤式的佈點方式佈點在靶極端，評估光子與中子輻射劑量的差異。根據此一

結果，先利用線性外插的方式，估算提高至 40-45 μA 射束電流，F-18 生產量提升至 2000-2500 mCi 之光子與中子輻射劑量強度。

評估迴旋加速器增加產能後，無增加屏蔽前與增加屏蔽後光子與中子輻射場劑量強度

根據估算屏蔽材質、厚度與排列設計方式，建立一個 $50 \times 50 \text{ cm}^3$ 小型實體的屏蔽，放置在加速器靶極端位置，先使用目前本院迴旋加速器中心最高的運轉條件式使用 9.6 MeV 質子射束能量，35 μA 射束電流強度與 1 號靶，連續運轉 100 分鐘，最多可以生產 F-18 為 1500 mCi，評估光子與中子的輻射劑量及中子能譜，與未屏蔽時做比較，探討此一屏蔽設計是否足夠，若可行，再向原能會申請試運轉使用 40-45 μA 射束電流，F-18 生產量提升至 2000-2500 mCi 之光子與中子輻射劑量強度及誘發出的中子能譜與二次射線，進一步分析討論或改善屏蔽設計，以達到未來在改建時實際應用所需要屏蔽設計。

結果與討論

光子與中子輻射場劑量強度

迴旋加速器使用 1 號靶在運轉過程中，加速器室的最高中子劑量與熱中子劑量皆出現在靶極正後方的位置（如圖 2a, 2b），分別造成的劑量率為 4.36 $\text{uGy}/35\text{uA/hr}$ 與 3.73 $\text{uGy}/35\text{uA/hr}$ （使用本中心迴旋加速器操作設定射束電流大小 35 μA 時造成的每小時劑量率大小）；而光子劑量主要都是以散射輻射為主，而造成最大的劑量貢獻是在加速器的兩側的，1.80 ~ 2.33 $\text{uGy}/35\text{uA/hr}$ （圖 2c）；主要的原因是來自於加速器的設計前面的門是對開式，兩側轉軸處有門縫，因此從門縫處洩漏出去。

由實驗結果中發現，在加速器的左側有出現較高劑量區，其是來自於質子射束撞擊靶極後產生之 2 次射線如光子或中子輻射，可能撞擊屏蔽物反彈回來之散射量，造成靶極的對側會有較高的劑量貢獻。且此台迴旋加速器本身具有自我屏蔽的加速器設計，內層有 10-30 cm 的 PE 板包覆靶極，PE 板後方有 10 cm 的鉛屏蔽，而最外層為 68-82 cm 的含硼砂的混凝土屏蔽，但是因為混凝土主要是以堆疊的方式屏蔽，故實驗結果（圖 2）發現在加速器周圍有許多滲漏輻射產生。

因此若需要增加屏蔽時，可以針對工作人員經常

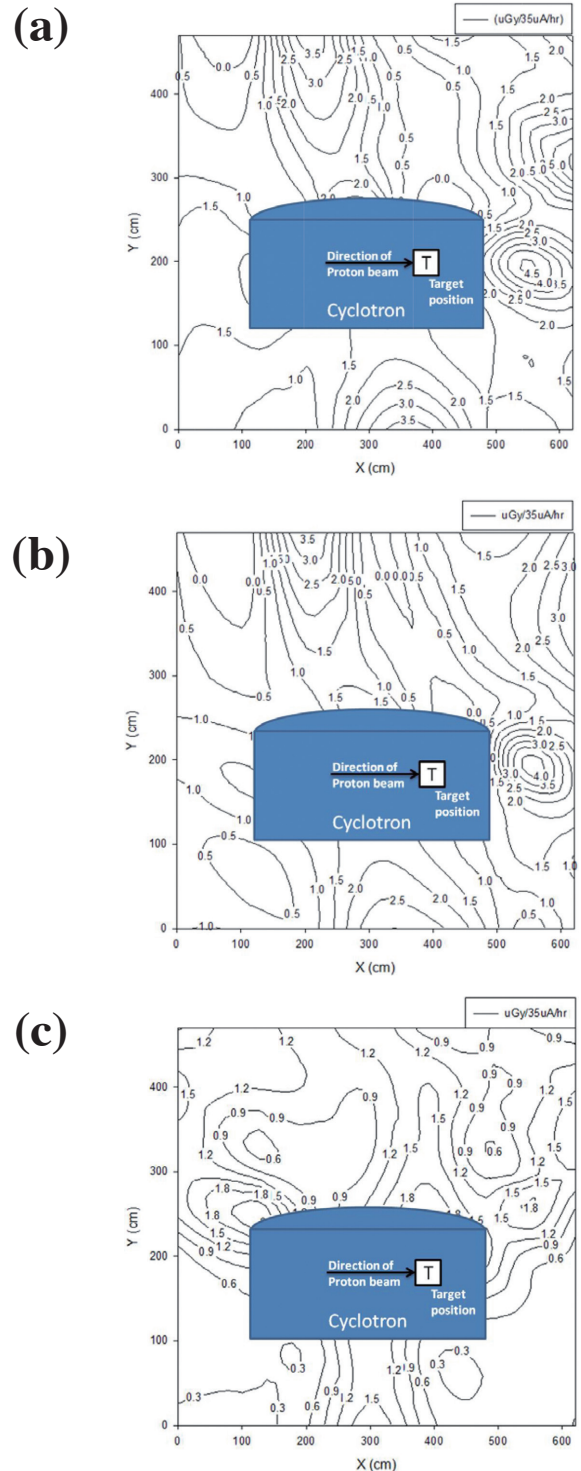


圖 2：使用雙熱發光劑量計方法測量迴旋加速器在運轉時，運轉條件設定為使用 1 號靶與射束電流為 35 μA 下，造成迴旋加速室空間計量分布。(a) 中子劑量率，(b) 熱中子劑量率，(c) 光子劑量率。單位： $\text{uGy}/35\text{uA/hr}$ 。

滯留或走動的區域增加屏蔽（例如：加速器室後方的控制室與緩衝室），以降低工作人員在加速器運轉時造成不必要的輻射劑量曝露。控制室 (control room) 為操作迴旋加速器及控制所有生產 FDG 過程的儀器室。而緩衝室 (Buffer Room) 為工作人員為了進入熱核室 (Hot laboratory) 前須更換無塵衣，而工作人員必須在停止運轉前進入熱核室，目的是為了將 ^{18}F 合成為 ^{18}F -FDG 所需的相關器材帶進入熱核室，在加速器停止運轉後馬上合成。在迴旋加速器每次之運轉過程中，工作人員平均會滯留在控制室約 100 分鐘，緩衝室大約 5 分鐘，因此不能忽略到此部分二次劑量的劑量貢獻。

評估迴旋加速器增加產能後，光子與中子輻射場劑量強度及所需的屏蔽厚度

根據 Ming-Jay Kuo 等人 (2011) 的文獻 [8]，利用金箔 (Au-197) 搭載鍍片 (Cd-113) 方法，將金箔放置在加速器內部靶極後方位置，評估使用 1 號靶在射束電流強度為 30 與 35 μA 下，測量質子射束撞擊靶極後，中子通量率的變化量小於 12%；另外，本研究在迴旋加速器自我屏蔽外，使用 Bonner sphere spectrometer 搭載 $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法，將偵檢器放置於加速器左側靶極端，距離加速器表面 30 公分處，高度在 100 公分位置，評估 1 號靶在 30 與 35 μA 下中子能譜，如圖 3 所示。

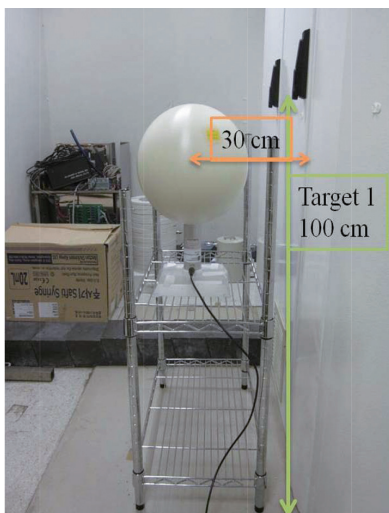


圖 3：在迴旋加速器自我屏蔽外，使用 Bonner sphere spectrometer 搭載 $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法，將偵檢器放置於加速器左側靶極端，距離加速器表面 30 公分處，高度在 100 公分位置，評估 1 號靶中子能譜實際狀況。

其結果圖 4 使用 BSS 搭載 $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法所測量到各球體的中子計數率，其結果證實橫軸能量分布相同，縱軸中子量計數率（指劑量貢獻增加）相差約 20%。由圖 5 結果得知當迴旋加速器運轉時質子射束的能量固定，提高射束電流，只會提高 $^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ 反應，不會有太大的改變中子的能譜分布，因此不需另外做能譜的評估，屏蔽的計算可以主要針對電流強度增加所增加每單位能量的劑量率貢獻，依文獻記載射束電流強度增加 5 μA ，中子劑量率的貢獻增加約 12 ~ 20% 做為一參考值。

圖 2 的實驗結果，加速器主射束的方向在加速器左側的靶極位置有較高的中子劑量貢獻，利用此位置來評估所需的屏蔽厚度。本次實驗主要是評估 1 號靶極，其安裝高度離地面 110 cm，根據幾何空間屏蔽設計，因此偵檢器的中心點的測量位置高度則設定在 100 cm，根據偵檢器量測的結果最大劑量點也是在 100 cm 處。同樣使

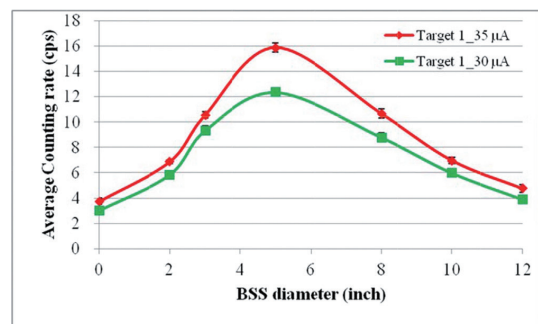


圖 4：在射束電流為 30 與 35 μA 下使用 Bonner sphere spectrometer 搭載 $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法所測量到各球體的中子計數率，其結果證實橫軸能量分布相同，縱軸中子量計數率（指劑量貢獻增加），最大值出現在 5 吋的球體，約相差 20%。

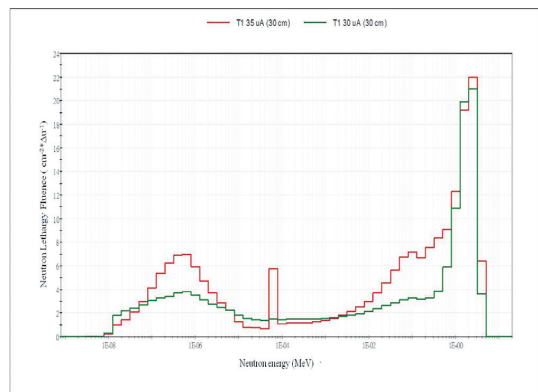


圖 5：在射束電流為 30 與 35 μA 下中子能譜。

用 Bonner sphere spectrometer 搭載 ${}^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法，將偵檢器放置於加速器左側靶極端，距離加速器表面 30 公分處，高度在 100 公分位置，評估 1 號靶在 30 與 35 μA 下，在使用不同屏蔽物時，其不同能量中子通量的變化結果，如圖 6 所示。圖 7 我們可以得知最高的中子量計數率出現在使 5 吋球體時，由表可以發現當增加 4 cm PE 板可以將 5 吋球體的計數率減少為原來的 50% 對於中子的屏蔽效果相當好，但是 PE 板是屬於低原子序物質，對於光子的阻擋效率較弱，無法阻擋二次光子射線。另外， BaSO_4 板的組成成分主要是以硫酸鋇與水泥做一定比例之混合，主要是以高原子序物質居多，故對於光子的屏蔽效果較好。因此若相同厚度的 BaSO_4 板屏蔽中子能力，雖然高原子序物質多，但其是混合混凝土而製成，因混凝土的成分對於屏蔽中子是一相當好的材質，故可以阻擋部分的中子劑量貢獻，其 7 cm 的 BaSO_4 板的屏蔽效果，將 5 吋球體的計數率減少為原來約 40%，如圖 8。

結 論

根據實驗結果可以得知若需增家電流強度至 45 μA 射束電流，最高約會增加 40% 中子的輻射線，相對的光子輻射也會增加至少 40%，依據本研究實驗結果得知雖



圖 6：在迴旋加速器自我屏蔽外，使用 Bonner sphere spectrometer 搭載 ${}^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法，將偵檢器放置於加速器左側靶極端，距離加速器表面 30 公分處，高度在 100 公分位置，評估 1 號靶在增加不同厚度 PE 板與 BaSO_4 板的屏蔽下其中子量的變化。

然 PE 板對於中子有很好的屏蔽效果，可是它無法對於光子產生有效的屏蔽；然而 BaSO_4 板雖然他對中子的屏蔽效果不及 PE 板可是她也可以屏蔽光子，因此，若只需要單一屏蔽材質來做規劃的設計可以使用 BaSO_4 板，但是厚度必須大於 7 公分以上，才可以在增加射束電流後，不會增加迴旋加速器中心周圍環境的輻射劑量貢獻以及在增加工作人員在運轉時增加輻射劑量曝露的風險。

由實驗數據的得知最佳的屏蔽設計，應該先以 4 cm 的 PE 板作為第一道屏蔽以減速快中子輻射至熱中子，之後再用 7 公分的 BaSO_4 板屏蔽減速後熱中子所產生的二次輻射線，才可以確保整個加速器室周圍環境與工作環境的安全，但是這必須考量的工程施工設計與經費等問題，這必須視情況而定。

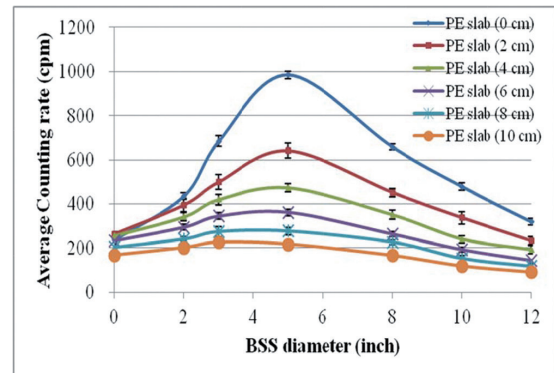


圖 7：在迴旋加速器自我屏蔽外，使用 BSS 搭載 ${}^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法，評估 1 號靶在增加不同厚度 PE 板的屏蔽下，其各球體間中子量的變化。

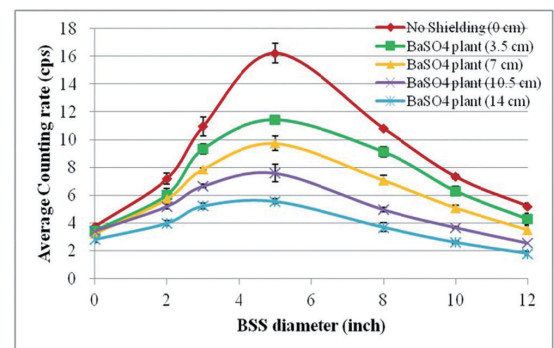


圖 8：在迴旋加速器自我屏蔽外，使用 BSS 搭載 ${}^6\text{LiI}(\text{Eu})$ 方法，評估 1 號靶在增加不同厚度 BaSO_4 板的屏蔽下，其各球體間中子量的變化。

致 謝

本研究經費由新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院補助，計畫編號 SKH-8302-101-NDR-01。

參考文獻

1. GE MINI-trace TM PET Tracer Production System Technical Specification manual.
2. Lee, J. P., and Chen, C. Y., (2008), Neutron dose rate in the facility at the cyclotron center of Chung Shan Medical University. *J. Radiat. Res.*, 49, 147-151.
3. Hertel, N. E., Shanon, M. P., et al., (2004), Neutron measurements in the vicinity of a self-shielded PET cyclotron. *J. Radiat. Prot. Dosim.* 108: 255-261.
4. Vega-Carrillo, H. R., (2001), Neutron energy spectra inside a pet cyclotron vault room. *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A* 463 (1-2), 375-386.
5. NCRP Report No. 79: Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators, (1984), National Council on Radiation Protection and Measurements.
6. AAPM Report 19: Neutron measurements around high energy x-ray radiotherapy machine, (1986), American Association of Physics in Medicine.
7. Qaim, S. M. (2004), Use of cyclotrons in medicine. *Radiation Physics and Chemistry.* 71: 917-926.
8. Ming-Jay Kuo, Fang-Yuh Hsu, Ching-Han Hsu, Ching-Huang Lo, Tai-Yu Chen, Kuo-Wei Yin. (2011), Evaluation Of Neutron spectra In The Sk Cyclotron Room Under Different Operation Parameters. *Radiation Measurements*, Vol. 46, P. 1475-1479.
9. ICRP-103, (2007), Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103.
10. H. R. Vega-Carrillo, (2002), TLD pairs, as thermal neutron detectors in neutron multisphere spectrometry. *Radiat. Meas.* 35, 251-254.
11. R. Barquero, R. Mendez, H. R. Vega-Carrillo, etc., (2005), Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linear accelerator. *Health Phys.* 88(1):48-58.
12. Hertel NE, Davidson JW, (1985), The response of Bonner spheres to neutrons from thermal energies to 17.3 MeV, *Nucl Instrum Meth* 238:509-516.
13. R. Bedognia, A. Esposito, etc., (2008), Determination and validation of a response matrix for a passive Bonner sphere spectrometer based on gold foils, *Radiation Measurements* 43, 1104-1107.
14. F. Fernández, T. Bouassoule, etc., (2007), Monte Carlo calculation and validation of a gold foil-based Bonner sphere system, *Radiat Prot Dosimetry*, 126 (1-4), 366-370.
15. Ludlum Measurements, 2006, Model 42-5, instruction manual.
16. Hertel NE, Davidson JW, 1985. The response of Bonner spheres to neutrons from thermal energies to 17.3 MeV. *Nucl Instrum Meth* 238:509-516.
17. Richard L Bramblett, et al., 1960. A new type of neutron spectrometer. *Nuclear instruments and methods*, 9; 1-12.
18. NCRP, 1991. Calibration of survey instruments used in radiation protection for the assessment of ionizing radiation yields and radioactive surface contamination, NCRP Report No. 112, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, USA, 83-104.
19. D. J. Thomas, A. V. Alevra, 2002. Bonner sphere spectrometers - critical review. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 476; 12-20.
20. A. Esposito, R. Bedogni, et al., 2008. Determination of the neutron spectra around an 18MV medical LINAC with a passive Bonner sphere spectrometer based on gold foils and TLD pairs. *Radiation Measurements*, 43; 1038-1043.
21. R. Rogus, O. Harling, J. Yanch, (1994), Mixed field dosimetry of a epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy at the MITR-II research reactor. *Med. Phys.* 21(5), 1611-1625.

Evaluation of Radiation dose for Cyclotron Under the Increase F-18 Production Yield

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

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

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

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

Abstract

The radionuclide of ^{18}F was produced during the operation of cyclotron, when proton beam (9.6 MeV) bombard the ^{18}O -water target and occurred (p,n) reactions. The production yield of ^{18}F increased as beam current and amount of (p,n) reaction were increased. The doses and intensities of neutrons and secondary radiation around the cyclotron room are proportional to the amount of (p,n) reactions. Therefore, it is necessary to re-estimate the doses distributions of working area during the operation period when increasing the production yield of ^{18}F . The doses of mix radiation fields and neutron spectra were measured to evaluate the characteristic of neutrons induced by the cyclotron as increasing the production yield during the operation conditions. Relationship between induced neutron spectra, shielding capability and dose distribution around the cyclotron room were analyzed and discussed. In this study, by means of the Bonner Sphere Spectrometer (BSS) with $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ detector or dual thermo-luminescent dosimeter (TLD-600/700) method, doses of mix radiation fields and spectra of induced neutrons by using different intensities of beam currents under condition of increasing production yield were measured, the influences of measured neutron spectra to the environment of the cyclotron and relationship between shielding capability and shielding design were estimated and discussed. The method using BSS with $^6\text{LiI}(\text{Eu})$ detector were established to evaluate the spectra of induced neutrons. The neutron fluence at the outside of shielding Cyclotron were also measured and estimated by this method. In the results, the neutron fluence increased 20% in maximum when the beam current was increased 5 μA during the operation of Cyclotron. As the beam current was set of 45 μA , doses contributed by photons and neutrons both increased 40%. It is recommended that adding 4 cm PE slabs and 7 cm BaSO_4 slabs shielding around the Cyclotron room presented the best shielding effect.

Key words: Cyclotron, Bonner Sphere Spectrometer, Beam current

J Nucl Med Tech 2016;13:1-8

Received 2016/4/20

Corresponding author: Kuo-Wei Yin

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

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

Tel: 02-28332211 ext. 2295 E-mail: yin4355@gmail.com

利用不同人員中子劑量計評估迴旋加速器中心 工作人員中子劑量

郭明杰^{1,3} 許芳裕^{2,3} 趙君行² 殷國維^{1*}

¹ 新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 迴旋加速器中心

² 國立清華大學 生醫工程與環境科學系

³ 國立清華大學 原子科學技術發展中心

摘要

F-18 放射性同位素的產生是由於高能 (9.6 MeV) 的質子射束撞擊 O-18 水經過 $^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ 反應後而生成。因此入射的質子數越多，產生 (p,n) 反應次數會正比於 F-18 放射性同位素的活度；但 (p,n) 反應數越多，相對的中子輻射量也就增加，並且二次輻射就跟著產生。中子輻射之輻射加權因數大於光子射線，所以造成的輻射傷害也大於光子射線。然而，中子劑量評估之技術較為複雜與困難，因此，本研究使用不同中子人員劑量計測量方法，評估迴旋加速器在運轉時，其工作人員之中子劑量，並比較不同計測方法之結果。本研究採用最新光刺激發光劑量計 (Optically Stimulated Luminescence Dosimeters, OSLD)、熱發光劑量計佩章 (Thermal Luminescence Dosimeters Package, TLD package) 方法，並將不同中子劑量佈點於加速器周圍高中子通量率的特定點進行量測，以評估迴旋加速器在運轉時加速器所產生的中子劑量。並且比較不同中子劑量計之量測結果以及探討環境與工作人員的中子劑量做進一步分析。

本研究結果發現在迴旋加速器的周圍容易造成高劑量的光子 (6.40-16.88 uSv/45 uA/100 min) 與中子劑量 (4.19-10.28 uSv/45 uA/100 min) 的曝露，但在加速器室的周圍其所造成工作人員的劑量貢獻較低。若是長時間在此地方工作人員所造成的中子劑量是不可忽視的。根據實驗結果推算運轉人員一年等效劑量，最高 Hn 為 0.81 mSv/y 與 Hp(10) 為 0.57 mSv/y (假設運轉次數 450 次，中子輻

射加權因數為 20)。因此當迴旋加速器在運轉時盡量避免進入加速器室，並遠離加速器周圍已達到合理抑低之精神。

關鍵詞：光刺激發光劑量計、中子劑量、熱發光劑量計佩章

核醫技學誌 2016;13:9-18

前言

目前國內外不論是臨床用藥需求量及研究相關對於正子藥物蓬勃發展下，提供正子藥物的供應相對的增加許多，而正子藥物的特性就是放射性藥物的核種皆是短半衰期的放射性核種，因此皆需要就近迴旋加速器自己生產提供用藥不論在安全上或放射性藥物的管理上及成本上皆是最適當的安排。而目前 F-18 的放射性核種因為它的半衰期 110 分鐘是正子藥物核種裡最長，因此在臨床與研究上的使用量也是最大的。

本中心的迴旋加速器目前也是以生產 F-18 的放射性核種為主來進一步合成為其他臨床用藥，提供臨床檢查診斷用。而生產 F-18 放射性同位素的設備是由本中心 GE MINITrac 迴旋加速器運轉生產。此迴旋加速器是屬於負離子 (H^-) 加速器，主要是利用氫氣 (H_2) 經由離子源 (Ion source) 後產生 H^- 負離子，利用 RF 系統 (Radio-frequency system)、D 橋 (Dee bridge) 與 D 型電壓 (Dee voltage) 產生共振後，在 10^{-7} torr 真空腔中加速，可使負離子加速至 9.6 MeV，並在 1.66 T 的磁場控制下，以逆時針方向在真空腔繞行；此負離子經由射束引出器之碳

受理日期：105 年 5 月 3 日

聯絡人姓名：殷國維

單位：新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院 迴旋加速器中心

地址：台北市士林區文昌路 95 號

電話：02-28332211 轉 2295 電子信箱：yin4355@gmail.com

膜 (Carbon foils)，可產生出質子射束，再利用質子射束撞擊液態靶極 (O^{18} -water) 經由 (p,n) 反應產生 ^{18}F ，因此在運轉過程中會誘發出中子輻射，及其他二次射線（如： γ 、 β 射線等）。因此當迴旋加速器中心運轉生產 F-18，當在增加 F-18 活度增加時，固定的入射能量與相同靶體 (2.4 cm^3) 下，增加入射之質子數目其可增加 (p,n) 反應，此反應數與 F-18 活度成正比，而射束電流 (beam current) 強度是控制離子源產生負離子數的多寡，因此增加照射時間或增加射束電流強度來增加 F-18 的生產活度，提供加速器中心的生產量。而生產量與 (p,n) 反應數成正比，因此在運轉過程中會誘發出中子輻射，及其他二次射線（如： γ 、 β 射線等）強度相對的也會增加，尤其是誘發中子輻射量 [1-7]。而的中子輻射其輻射加權因數是大於光子輻射，且會依中子能量的不同而不同，因此中子輻射對於人體所造成輻射生物效應 (Relative biological effectiveness, RBE) 是大於光子輻射，且也會隨著中子輻射能量的不同而有所差異；對於工作人員輻射劑量評估而言，與混核輻射場的產生在中子輻射劑量貢獻對於人體組織器官等價劑量 (Equivalent dose) 及有效劑量 (Effective dose) 計算即會因中子能量不同而受到影響 [8-9]。

本院迴旋加速器自起 91 年到 100 年止，每年平均運轉次數大約 500 次，每次運轉時間平均 70-100 分鐘，生產 F-18 總活度也超越 4500 Ci，故此一生產量所產生的中子輻射對於環境及工作人員的影響就顯得相當重要。本研究擬使用最新光刺激發光劑量計 (Optically Stimulated Luminescent Dosimeter, OSLD)、熱發光劑量計 (Thermal Luminescent Dosimeter, TLD) 等佩章 (badge) 方法，評估迴旋加速器在運轉時加速器所產生的中子輻射所造成環境周圍及工作人員的中子劑量評估，並且探討不同中子劑量計量測結果並進行分析。進一步分析在未來迴旋加速器升級案，除了可以提升加速器的穩定及 F-18 放射性同位素的活度增加外，其在提升運轉量時所產生混合輻射場對於加速器周圍及工作人員輻射劑量與輻射安全的評估，可以提供相當重要的參考數據 [5-12]。

材料與方法

本研究主要探討迴旋加速器運轉時所產生的中子輻射，造成環境周圍及工作人員的中子劑量評估。迴旋加速器在運轉時利用質子射束撞擊盛裝 O^{18} -water 高壓液態

靶極，在作用的過程中經由 (p,n) 反應後產生 ^{18}F 放射性同位素，而 F-18 放射性同位素活度之強度是由發生 (p,n) 反應的數量多少而決定，因此相對的 (p,n) 反應數越多生成 F-18 放射性同位素活度就增加，而中子輻射量的強度會與 (p,n) 反應數量成正比；在相同的入射質子射束能量，射束電流強度及照射時間長短皆與 F-18 活度成正比；F-18 的生產量越多代表加速器的生產 F-18 運轉量增加，因此產生中子的輻射量也會增加，相對的周圍環境與工作人員受到中子輻射照射量也會增加。本研究使用光刺激發光計量劑 (Optically Stimulated Luminescent Dosimeter, OSLD)、熱發光劑量計 (Thermal Luminescent Dosimeter, TLD) 等佩章 (badge) 方法，評估迴旋加速器在運轉時加速器所產生的中子輻射所造成環境周圍及工作人員的中子劑量評估，並且探討不同中子劑量計量測結果進行分析。OSLD 是目前最新游離輻射防護法規納入為法定人員劑量之劑量計，國內目前唯一使用 OSLD 並通過認證的實驗室為國立清華大學原子科學技術發展中心保健物理組之人員劑量實驗室，負責人為本研究的共同主持人許芳裕博士，因此本研究藉由其實驗室提供的標準 OSLD 計讀儀配合下，研究使用最新 OSLD 中子人員劑量計進行評估，目前國內還尚未有這方面的技術應用，而本研究已建立 OSLD 中子劑量評估方法，比較不同劑量計包括 OSLD 中子佩章、TLD 中子佩章等方法所評估之中子劑量結果，將各結果做進一步分析，並探討加速器在運轉時所造成之較準確的中子輻射劑量貢獻，相關之研究方法、進行步驟分述如下：

熱發光劑量計佩章 (Thermal Luminescent Dosimeter Badge, TLD Badge) 量測方法

測量光子劑量之熱發光劑量計佩章與測量中子劑量之熱發光劑量計佩章皆是採用 TLD-600 與 TLD-700 的熱發光劑量計晶片，主要的差別在於 TLD-600/700 的配置，以及外殼的設計皆有所不同（如圖 1）。表 1 為評估光子劑量之熱發光劑量計佩章的配置與設計，晶片組是使用 Harshaw 7776 TLD 卡片，主要有 3 顆 TLD-700 與 1 顆 TLD-600，晶片尺寸皆為 $1/8 \times 1/8 \times 0.015$ 英吋，TLD-700 材質 $^7LiF:Mg,Ti$ ，TLD-600 材質 $^6LiF:Mg,Ti$ ；而佩章盒是使用 Harshaw 8814 佩章盒，佩章盒對應的每一個晶片上皆有設計不同的濾器，因此 Harshaw 7776 TLD 卡片與 Harshaw 8814 佩章盒的搭配設計其目的為 chip1

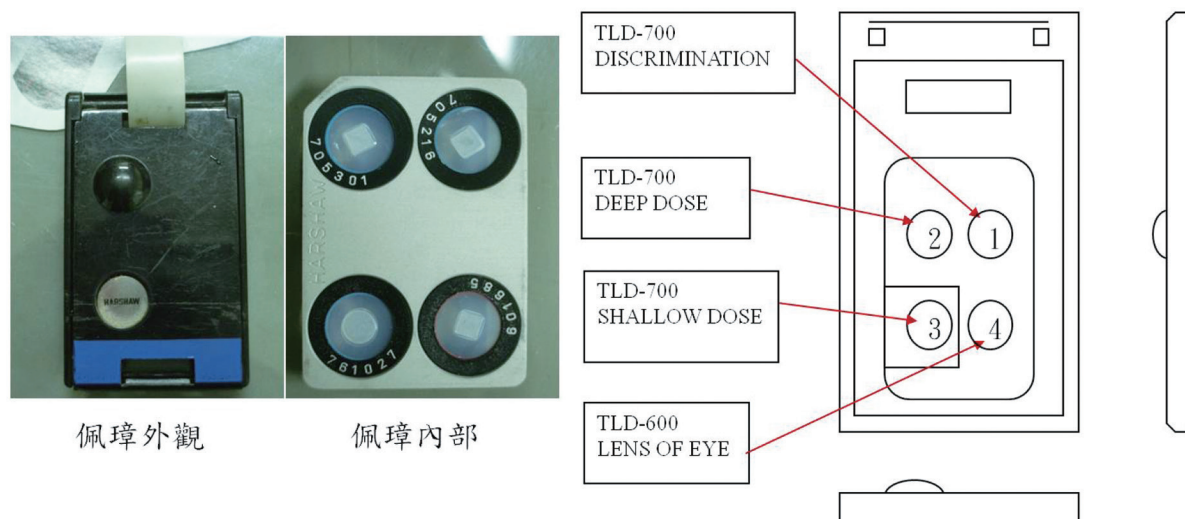


圖 1：測量光子劑量熱發光劑量計佩章的配置與設計，晶片組是使用 Harshaw 7776 TLD 卡片，佩章盒是使用 Harshaw 8814 佩章盒。

表 1：晶片組 7776 TLD 卡片和 8814 佩章盒

位置	材料	尺寸—厚度	濾 器
1	TLD-700	1/8" 1/8"-0.015"	0.091" ABS + 0.004" Cu 242 mg/cm ² ABS + 91 mg/cm ² Cu
2	TLD-700	1/8" 1/8"-0.015"	0.040" ABS + 0.162" PTFE 1000 mg/ cm ² TOTAL
3	TLD-700	1/8" 1/8"-0.006"	開窗，0.0015" MYLAR 17 mg/ cm ² TOTAL
4	TLD-600	1/8" 1/8"-0.015"	0.113" ABS 300 mg/cm ² ABS

用於鑑別低能光子，主要是不同能量的 β 射線、X 射線或 γ 射線對 chip2、chip3、chip4 所造成的讀數和 chip1 之間成一定的比例；chip2 用於評估深部等效劑量 Hp (10 mm)；chip3 用於評估淺部等效劑量 Hp (0.07 mm)；chip4 用於鑑別中子或評估眼球劑量 Hp (3 mm)，而 chip4 鑑別中子輻射只能知道說是否有受到中子輻射劑量曝露，並無法知道其實際曝露的劑量。因此若需量測中子劑量則需使用中子劑量熱發光劑量計佩章 [8-14]。

中子劑量熱發光劑量計佩章的配置與設計示於圖 2，其晶片組是使用 Harshaw 6776 TLD 卡片，主要有 TLD-700 與 TLD-600 各 2 顆，晶片尺寸皆為 1/8*1/8*0.015 英吋，TLD-700 材質 $^7\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ ，TLD-600 材質 $^6\text{LiF}:$

Mg,Ti ；而佩章盒是使用 Harshaw 8806 佩章盒，Harshaw 6776 TLD 卡片與 Harshaw 8806 佩章盒的搭配用於中子劑量評估，為應用反照中子原理所設計的反照中子劑量計如表 2 所示 [8-14]。

光刺激發光計量劑 (Optically Stimulated Luminescent Dosimeter, OSLD) 量測方法

光刺激發光劑量計 (OSLD) 是目前最新之發光劑量計，OSLD 相較於 TLD 其最大的優點是它是可以單次曝露後重複計讀多次 (Reanalysis)、不需加熱 (No heat up process) 及消光之影響少 (Minimal fading)，這些都是 TLD 劑量計之前無法解決的問題，其缺點則為對可見

光較敏感 (Light sensitivity) 及缺乏適當之 OSL 特性材料 (Lack of suitable materials) [15-23]。因為它的特性及使用上的方便性皆優於 TLD，在國外目前都致力於開發此一劑量計的材料及取代 TLD 進行各種劑量評估應用，如應用在臨床醫療上、工業上及其他各個領域的劑量量測方面的評估。

OSLD 的材料主要是 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ，其計讀的方式是主要利用波長為 532 nm 之綠光 LED 照射，經過光學濾器 (Optical Filter) 後照射 OSLD，若 OSLD 有經輻射照射並沉積劑量，則當綠光照射刺激 OSLD 的劑量計後，會發射出 440 nm 的藍色光為主（亦有部分綠光）的可見光

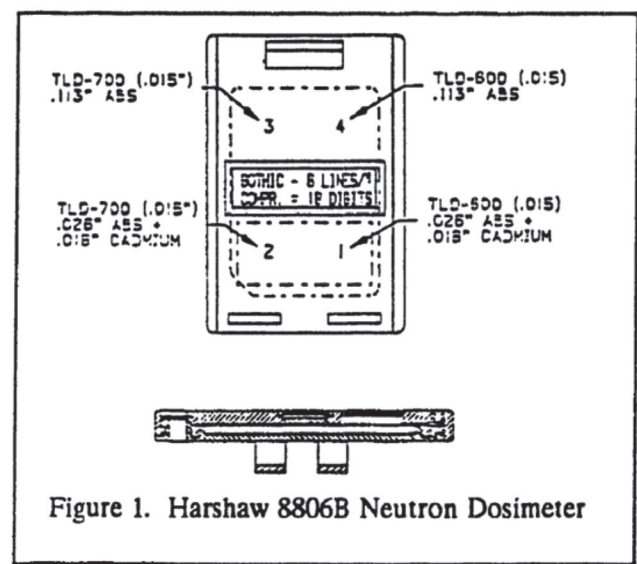


圖 2：測量光子劑量熱發光劑量計佩章的配置與設計，晶片組是使用 Harshaw 6776 TLD 卡片，佩章盒是使用 Harshaw 8806 佩章盒。

波，發光的時間約為 35 msec，再經過光學濾器後使藍光通過後，由 OSL 計讀儀收集此一藍光量來估算其所獲得的劑量大小 [18-23]。本研究所使用的 OSLD 計讀儀為 Landauer 公司製造，型號為 Inlight system #40 Automatic Reader，每片計讀的時間約 30s，不需要氮氣氣體供應（如圖 3）。

OSLD 光子人員劑量計佩章為 InLight OSLD 卡片，所使用的晶片材料為 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ，佩章盒是用 PanasonicUD-874A Holder（如圖 4），其佩章盒原理與 TLD 佩章盒相同，可以鑑別低能光子、評估深部等效劑量 H_p (10 mm)、評估淺部等效劑量 H_p (0.07 mm) 與評估眼球劑量 H_p (3 mm)，而為一差別在 OSLD 光子人員劑量計佩章無法鑑別是否有中子輻射劑量曝露，因為其本身材量並無有與中子反應的作用機率。



圖 3：OSLD 與 OSLND 之計讀儀為 Landauer 公司出產，型號 Inlight system #40 Automatic Reade，每片計讀的時間大約 30s，不需要氮氣氣體供應。

表 2：6776 TLD 卡片和 8806 佩章盒

位置	材料	尺寸—厚度	濾 器
1	TLD-600	1/8" 1/8"-0.015"	0.026"ABS + 0.018" 鋁 465 mg/ cm ² TOTAL
2	TLD-700	1/8" 1/8"-0.015"	0.026"ABS + 0.018" 鋁 465 mg/ cm ² TOTAL
3	TLD-700	1/8" 1/8"-0.015"	0.113"ABS 300 mg/ cm ² TOTAL
4	TLD-600	1/8" 1/8"-0.015"	0.113"ABS 300 mg/ cm ² TOTAL



圖 4：OSLD 光子人員劑量計佩章為 InLight OSLD 卡片，所使用的晶片材料為 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ，佩章盒是用 Panasonic UD-874A Holder。

OSLD 中子人員劑量計佩章（簡稱 OSLND）的配置與光子 OSLD 人員劑量計佩章相同，最大的差別在於使用的第 3 個 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ 晶片材料會塗覆一層 $^6\text{LiCO}_3$ 材料，當 OSLND 劑量佩章受到中子輻射照射時， ^6Li 會與中子作用後而同時放出 Tritium (^3H) 與 Alpha (^4He) 粒子，如下反應式：



然後 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ 會將 ^3H 與 ^4He 粒子的產生量記錄下來，因此即可反推回去其所受到中子輻射的照射量 [21-23]。

迴旋加速器在運轉時光子與中子輻射劑量評估

本研究擬使用光刺激發光中子劑量計 OSLND、熱發光劑量計 TLD 佩章及雙熱發光劑量計 (Dual-TLD) 計測，共 3 種量測方法來評估加速器在運轉時周圍環境與工作人員的中子及光子劑量分布與劑量貢獻。本研究將會分別以此 3 種劑量計，根據 98 至 100 SKH 院內計畫的研究結果，做為佈點的參考依據。將劑量計放置於高劑量貢獻的特定點做量測，以及工作人員工作環境易受到劑量曝露的特定點做測量，其擬佈點 1-20 的位置如圖 5 所示。

將 3 種劑量計分批置於量測點進行測量，並使用相同的照射條件做曝露，且累積測量時間至少 1 星期，並將每次的照射記錄留存並做相關的分析研究，而且每種劑量計重複量測 3 次，以減少誤差並提高劑量準確度。將每次實驗的佩章計讀值，根據每次記錄加速器運轉的照射時間與每次運轉過程中的平均射束電流強度，作劑量迴推，計算評估單一次常規運轉時加速器所造成的空間劑量分佈，即為單次運轉時加速器所造成的劑量分佈。

結果與討論

熱發光劑量計佩章 (TLD Badge) 量測技術評估光子劑量與中子劑量

根據本研究結果數據發現，在重複測量的三次實驗中，高劑量區皆發生在加速器周圍（如圖 5 中編號 1-8

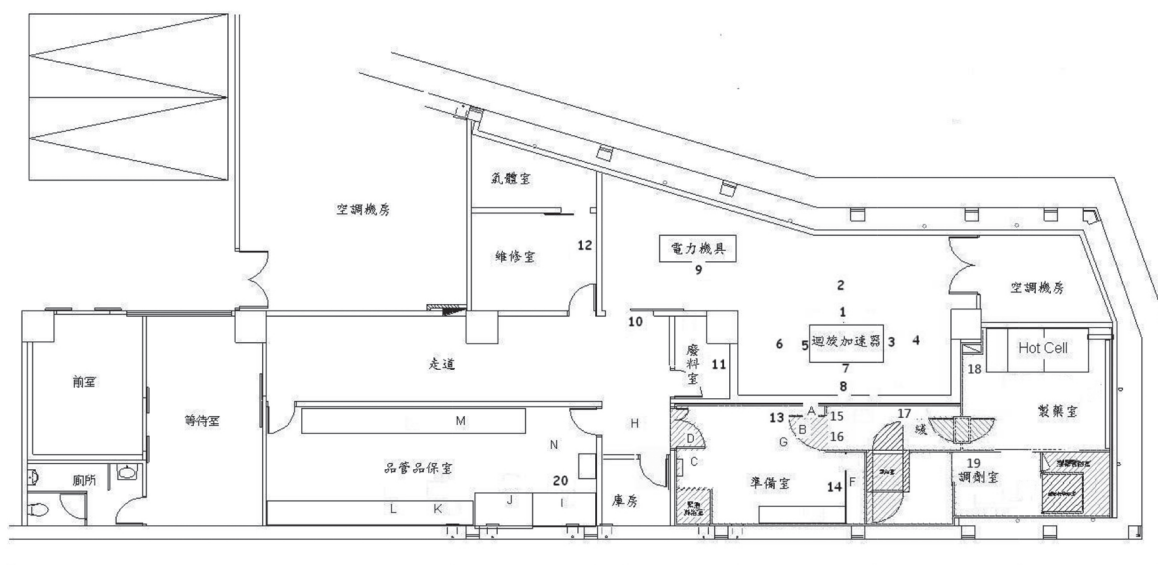


圖 5：1-20 的位置為高劑量貢獻的特定點及工作人員工作環境易受到劑量曝露的特定點。

位置)，由其在 3 號位置，此位置因靠近靶極端所以造成較高的劑量貢獻。將每次實驗的熱發光劑量計中子佩章計讀值，根據每次加速器運轉的照射時間與每次運轉過程中的平均射束電流強度，計算評估單一次常規運轉時加速器所造成的空間劑量分佈，圖 6 即為將熱發光劑量計佩章計讀值，根據每次測量與記錄加速器運轉條件去推算單次運轉時加速器所造成的劑量分佈。

根據實驗結果（圖 6），3 號靶極端的位置在加速器單次運轉照射 100 min，使用射束電流強度 45 uA，推算所造成出現最高的中子劑量 (Hn) 為 10.28 uSv/45 uA/100 min，光子劑量 Hd 為 16.88 uSv/45 uA/100 min。

圖 6 的實驗結果發現，3 次的計讀值推算出來的結果並非一致，主要原因使用的射束電流強度不同，前兩

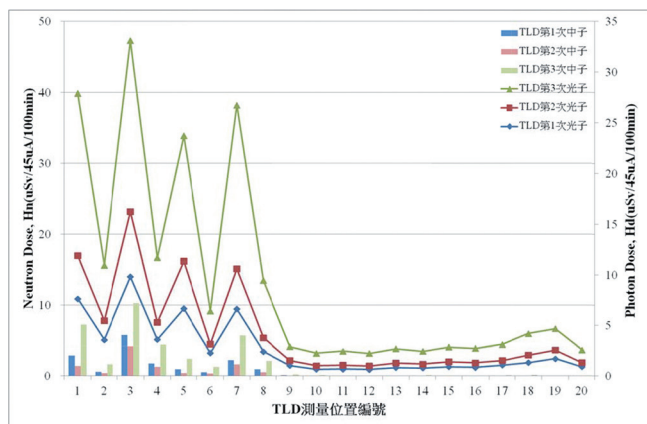


圖 6：為將熱發光劑量計佩章計讀值，根據每次測量與記錄加速器運轉條件去推算單次運轉時加速器所造成的 Neutron Dose 與 photon Dose 劑量分佈。

次實驗皆是使用 35 uA 進行照射與最後一次實驗是使用 45 uA 射束電流強度。根據實驗的結果顯示使用較高的射束電流強度，每單位 uA 會產生較強中子劑量貢獻。另外，在第一次與第二次之間的測量誤差，雖然使用相同的射束電流強度，但第二次實驗的平均照射時間是第一次實驗，然而中子與光子劑量第二次實驗小於第一次，表 3 若以每單位照射時間內生產 F-18 的活度，第一次 (0.413 mCi/uA/min) 與第二次 (0.410 mCi/uA/min) 皆相同，即代表每單位 uA 會產生 (p,n) 反應相同；第一次實驗與第二次實驗最大的差異是在合成器的使用，不同的合成器上會有不同的活度偵檢器來測量 F-18 放射活度，第一次的測量只有使用 GE Tracerlab 合成器；第二次實驗是包含 GE Tracerlab 合成器與新型 GE Fastlab 合成器，因此實際 Tracerlab 合成器 F-18 活度可能會被低估。

此外，除了迴旋加速器室周圍外的環境區域（測量位置編號 10-20 之間），當加速器運轉過程中造成的中子 (Hn < 0.15 uSv/45 uA/100 min) 與光子 (Hd < 2.2 uSv/45 uA/100 min) 劑量貢獻皆都相當的低。

光刺激發光劑量計 OSLND 佩章量測技術評估光子劑量與中子劑量

經由 OSLND 計讀儀劑讀後的結果如圖 7 所示，因 OSLND 佩章可以重複計讀確認，故每一次的實驗皆有重複計讀 3 次後再取平均值所獲得的結果，以減少計讀儀造成的影響。圖 7 將每次實驗的 OSLND 佩章計讀值，根據每次加速器運轉的照射時間與每次運轉過程中的平均射束電流強度，計算評估單一次常規運轉時加速器所

表 3：熱發光劑量計佩章與 OSLND 佩章測量時加速器運轉條件數據

	TLD 第 1 次測量	TLD 第 2 次測量	TLD 第 3 次測量	OSLND 第 1 次測量	OSLND 第 2 次測量	OSLND 第 3 次測量
Target	4	4	4	4	4	4
Beam curr. (uA)	408	647	264	545	283	484
總照射時間 (min)	1087	1909	662	1568	737	1127
F-18 活度 (mCi)	15283	25307	12366	24079	11191	20190
運轉次數 (次)	12	19	6	16	7	11
*Neutron Dose (uSv/45uA/100 min)	5.79	4.19	10.28	4.64	7.05	5.64
*Deep Dose (uSv/45uA/100 min)	9.82	6.4	16.88	10.45	14.96	12
*Shallow Dose (uSv/45uA/100 min)	-	-	-	10.47	14.86	12.03

* 測量位置 3 號的數據是經由計算後，在假設相同運轉條件下所推算之劑量貢獻。

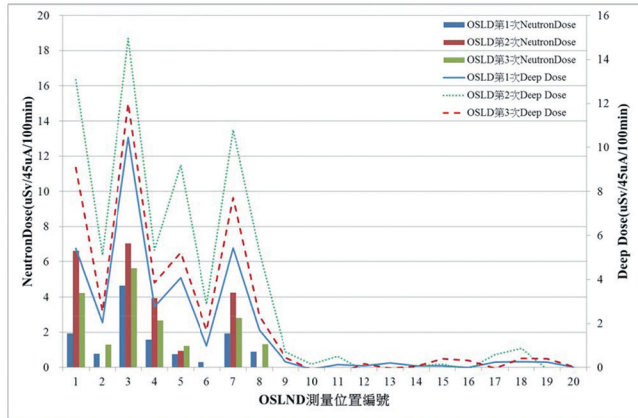


圖 7：為將 OSLND 佩章計讀值，根據每次測量與記錄加速器運轉條件去推算單次運轉時加速器所造成的 Neutron Dose 與 Deep Dose 劑量分布。

造成的空間劑量分布；依據每次加速器運轉條件去推算單次運轉時加速器所造成的劑量分布。

圖 7 即是推算加速器單次運轉照射 100 min，使用射束電流強度 45 uA 時，所造成各位置的劑量分布，根據結果得知高劑量區發生在加速器周圍（如圖 5 中編號 1-8 位置），由其在 3 號位置，此位置因靠近靶極端所以造成較高的劑量貢獻以及 1 號位置（在加速器前方圖 6 所示）。3 號靶極端的位置出現最高的中子劑量 (Neutron Dose) 為 7.06 uSv/45 uA/100 min，深部劑量 (Deep Dose) 為 14.96 uSv/45 uA/100 min 與淺部劑量 (Shallow Dose) 為 14.86 uSv/45 uA/100 min（圖 7-8）。

OSLND 佩章測量三次的實驗過程中，其使用的平均電流分別為 34.06、40.43 與 44.00 uA，若以每單位照射時間內生產 F-18 的活度，第一次 (0.451 mCi/uA/min)、第二次 (0.376 mCi/uA/min) 與第三次 (0.407 mCi/uA/min)。每單位時間與每單位 uA 所產生 F-18 活度之間的差異，是加速器穩定度影像，例如更換 extraction foils 前後。另外，不同的合成器上會有不同的活度偵檢器來測量 F-18 放射活度，這三次實驗是因平日加速器生產需求必須同時使用到 GE Tracerlab 合成器與新型 GE Fastlab 合成器，因此每單位照射時間內生產 F-18 的活度能會造成影響。

圖 7 的實驗結果發現，3 次的計讀值推算出來的結果並非一致，主要原因使用的射束電流強度不同，第一次實驗皆是使用 35 uA 進行照射、第二次是 35 uA 與 45 uA 以及最後一次實驗是使用 45 uA 射束電流強度，三次

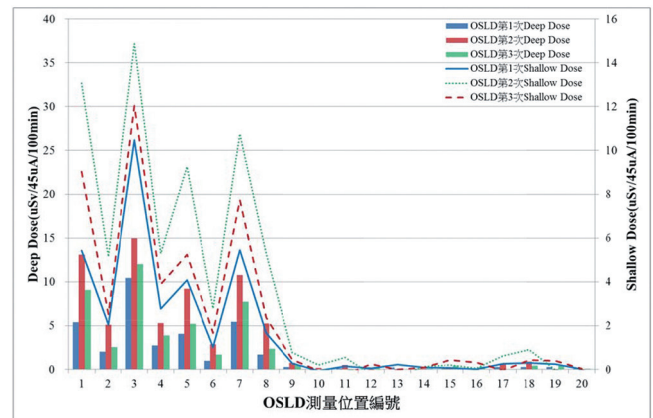


圖 8：為將 OSLND 佩章計讀值，根據每次測量與記錄加速器運轉條件去推算單次運轉時加速器所造成的 Deep Dose 與 Shallow Dose 劑量分布。

的實驗過程中，其使用的平均電流分別為 34.06、40.43 與 44.00 uA。根據實驗的結果顯示並非是使用較高的射束電流強度，而是混合使用。

比較 TLD 與 OSLND 佩章量測技術之評估結果，並做進一步分析探討所測得的劑量值

OSLND 經由計讀儀劑讀後可以計算呈現中子劑量、深部劑量與淺部劑量等，共 3 種劑量。深部劑量與淺部劑量分別指的是皮膚下 10 mm 與 0.07 mm 的光子劑量，而 TLD 中子佩章外殼並無評估淺部劑量的設計。OSLND 可以重覆計讀以減少計讀儀器的影響所造成的誤差。

TLD 佩章與 OSLND 佩章實驗數據發現其實驗數據產生最高劑量皆是出現收加速器照射次數與總照射時間較少次的實驗中，如表 3 所示。熱發光劑量計佩章實驗中（第 3 次測量）平均最高劑量出現在總照射次數 6 次與總照射時間 662 分鐘的實驗中；而 OSLND 佩章（第 2 次測量）是在總照射次數 7 次與總照射時間 737 分鐘。而在表 3 實驗數據出現平均較低的劑量則是出現在照射次數較多與總照射時間較長的實驗裡。其在熱發光劑量計佩章實驗中（第 2 次測量）出現在總照射次數 19 次與總照射時間 1909 分鐘的實驗中；而 OSLND 佩章（第 1 次測量）是在總照射次數 16 次與總照射時間 1568 分鐘。

因此，照射時間或是照射次數（收集實驗數據的時間）會影響到本實驗的研究結果，故必須取決相同的實驗長度來作比較；另外，加速器的調整與穩定度也會影

響實驗的結果，例如：更換 extraction foils 或是調整射束寬度…等，皆會影像加速器生產 F-18 的效率，因為射束電流代表的即是入射質子射束，質子射數的多少也就是會影響 (p,n) 反應數量與光子的散射量。其次，本實驗所獲得的 F-18 皆是在合成器上所測得的活度，因為 GE Tracerlab 合成器與新型 GE Fastlab 合成器兩者的偵檢器皆會有部分些許的誤差，所以也會影響到數據的結果。

因此，若將照射次數與照射時間設定相近，比較熱發光劑量計佩章與 OSLND 佩章實驗之間的差異。表 3 中熱發光劑量計佩章（第 1 次測量）與 OSLND 佩章（第 3 次測量）之中子劑量與光子劑量中，發現 2 者劑量計在測量中子劑量貢獻分別是 5.79 與 5.64 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ ，是很接近的，但是 OSLND 在測量光子劑量上，對於光子的響應是大於熱發光劑量計佩章（其劑量率分別為 12.00 與 9.82 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ ）。且 OSLND 可以得知 shallow dose 的劑量貢獻，並且可以重複計讀以減少計讀儀器的影響所造成的誤差，因此準確性會較高。

本實驗測量位置編號 14 為操作加速器運轉人員會長時間停留在此的位置做計算，推算該工作人員一年之等效劑量。我們分別取熱發光劑量計佩章與 OSLND 佩章 3 次實驗中最高之中子劑量與 Deep Dose（測量位置編號 14）。迴旋加速器在運轉時，使用射束電流強度 45 μA 每次平均運轉時間為 100 min，在所有實驗中其造成在該位置之最高劑量數據，熱發光劑量計佩章測得中子劑量為 0.09 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ 與 Deep Dose 為 1.27 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ ；OSLND 佩章測得中子劑量為 0 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ 與 Deep Dose 為 0.07 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ 。本中心迴旋加速器一年運轉次數約 400-450 次，故可以推算該工作人員之一年等效劑量，中子劑量為 0.81 mSv/y 與 Deep Dose 為 0.57 mSv/y（假設運轉次數 450 次，中子輻射加權因數為 20）。

結 論

本研究結果發現在迴旋加速器的周圍容易造成高劑量的光子與中子劑量的曝露，但在加速器室的周圍其所造成工作人員的影響較低，單次運轉造成中子劑量為 0.09 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ 與 Deep Dose 為 1.27 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$ ，若是長時間在此地方工作人員所造成的中子劑量是不可忽視的，因為中子的輻射加權因數 5-20，會隨著不同能量的中子輻射改變，經推算運轉人員之一年等效劑

量，最高 Hn 為 0.81 mSv/y 與 Hp(10) 為 0.57 mSv/y（假設運轉次數 450 次，中子輻射加權因數為 20）。因此當迴旋加速器在運轉時盡量避免進入加速器室，並遠離加速器周圍已達到合理抑低之精神。

致 謝

本研究經費由新光醫療財團法人新光吳火獅紀念醫院補助，計畫編號 SKH-8302-102-NDR-01。

參考文獻

1. GE MINI-trace TM PET Tracer Production System Technical Specification manual.
2. Vega-Carrillo, H. R., (2001), Neutron energy spectra inside a pet cyclotron vault room. Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A 463 (1-2), 375-386.
3. NCRP Report No. 79: Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators, (1984), National Council on Radiation Protection and Measurements.
4. AAPM Report 19: Neutron measurements around high energy x-ray radiotherapy machine, (1986), American Association of Physics in Medicine.
5. Lee, J. P., and Chen, C. Y., (2008), Neutron dose rate in the facility at the cyclotron center of Chung Shan Medical University. J. Radiat. Res., 49, 147-151.
6. Hertel, N. E., Shanon, M. P., et al., (2004), Neutron measurements in the vicinity of a self-shielded PET cyclotron. J. Radiat. Prot. Dosim. 108: 255-261.
7. Qaim, S. M. (2004), Use of cyclotrons in medicine. Radiation Physics and Chemistry. 71: 917-926.
8. ICRP-103, (2007), Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103.
9. ICRP-60, (1990), Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60.
10. F. Diifilippo, L. Papiez, C. DesRosiers, etc., (2003), Contamination dose from photoneutron processes in bodily tissues during therapeutic radiation delivery. Med. Phys. 30(10), 2849-2854.
11. G. Gambarini and M. Sinha Roy, (1997), Dependence of

- TLD Thermoluminescence Yield on Absorbed Dose in a Thermal Neutron Field. *Appl. Radiat. Isot.* 48, 1467-1475.
12. N. Stanford, Stanford Dosimetry, (1992), Three Whole Body Algorithms for the Pantex Plant Panasonic 802 TLD.
13. R. Rogus, O. Harling, J. Yanch, (1994), Mixed field dosimetry of a epithermal neutron beams for boron neutron capture therapy at the MITR-II research reactor. *Med. Phys.* 21(5), 1611-1625.
14. 許彬杰, 翁寶山編著。實用固體熱發光劑量測定術。台北市合記圖書出版社。2002 年 6 月。
15. Jayasanker V. Valiyaparambil, Sanjay M. Mallya, (2011), Characterization of an optically stimulated dosimeter for dentomaxillofacial dosimetry, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, Volume 112, Issue 6, December 2011, Pages 793-797.
16. Jursinic PA. (2007), Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. *Med Phys*, 34: 4594-604.
17. Yukihiro EG, McKeever SW., (2008), Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. *Phys Med Biol*; 53: R351-79.
18. S. W. S. McKeever, (2011), Optically stimulated luminescence: A brief overview, *Radiation Measurements*, Volume 46, Issue 12, Pages 1336-1341.
19. Sang-Yoon Lee, Kun Jai Lee, (2001), Development of a personal dosimetry system based on optically stimulated luminescence of α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ for mixed radiation fields., *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 54, Issue 4, Pages 675-685.
20. L. Bøtter-Jensen, et. al., (1997), $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ as a sensitive OSL dosimeter for rapid assessment of environmental photon dose rates., *Radiation Measurements*, Volume 27, Issue 2, Pages 295-298.
21. D. G. Hong, M. J. Kim, S. H. Park, J. I. Lee, (2011), Neutron detection efficiency of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ coated with various thicknesses of Li using OSL, *Radiation Measurements*, Volume 46, Issue 12, Pages 1701-1703.
22. M. S. Kulkarni, et. al., (2011), TL and OSL studies on neutron irradiated pure α - Al_2O_3 single crystals, *Radiation Measurements*, Volume 46, Issue 12, Pages 1704-1707.
23. J. C. R. Mittani, (2007), Investigation of neutron converters for production of optically stimulated luminescence (OSL) neutron dosimeters using $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, Volume 260, Issue 2, Pages 663-671.

Evaluation of Personnel Neutron dose in SK Cyclotron Center by Using Different Personnel Neutron Dosimeters

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

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

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

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

Abstract

The radionuclide ^{18}F is produced during the operation of cyclotron, when proton beam (9.6 MeV) bombard the ^{18}O -water target and occurred (p,n) reactions. The production yield of ^{18}F increased as beam current and amount of (p,n) reaction are increased. The doses and intensities of neutrons and secondary radiation around the cyclotron room are proportional to the amount of (p,n) reactions. The radiation damage caused by neutron is more serious than by photon; because of the radiation weighting factor for neutron is higher than photon's. Due to the complication and difficulty for neutron dose estimation, therefore, this study used the different personal dosimeters for estimating the neutron doses to the staffs and the environment during the operation of cyclotron. In this study, the personal neutron badges of optically stimulated luminescent dosimeter (OSLD) and thermal-luminescent-dosimeter (TLD) were used to estimate the neutron doses. Different neutron dosimeters were placed in the points with higher neutron fluence rate to estimate the neutron doses to the staffs and the environment during the operation of cyclotron. The dose results estimated by different methods using different neutron dosimeters were compared and discussed. From the results, the higher dose rates of photon (6.40-16.88 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$) and neutron (4.19-10.28 $\mu\text{Sv}/45 \mu\text{A}/100 \text{ min}$) were found in the surrounding cyclotron. However, the outside of the cyclotron room was produced lower contributions of photon and neutron doses for the workers. The contributions of neutron dose could not ignore in the outside of the cyclotron room, when the workers needed stay for a long time. According to the results, the equivalent dose of a worker for a year were calculated about 0.81 mSv/y for Hn and 0.57 mSv/y for Hp(10) (assumed the frequency of operation cyclotron is 450 times per a year and the neutron radiation weight factor is 20). In order to approach ALARA, the workers would avoid into the cyclotron room and keep away from the surrounding of cyclotron room, when the cyclotron was operated.

Key words: Optically Stimulated Luminescent Dosimeter, Neutron dose, Thermal Luminescent Dosimeter Badge

J Nucl Med Tech 2016;13:9-18

Received 2016/5/3

Corresponding author: Kuo-Wei Yin

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

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

Tel: 02-28332211 ext. 2295 E-mail: yin4355@gmail.com

The Motion of Positron in PET/MRI Magnetic Fields: A Monte Carlo Simulation Study

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

Simultaneous PET/MRI is a hybrid modality for clinical and pre-clinical imaging. However, in simultaneous PET/MRI systems, the emitted positrons trajectory is influenced by the magnetic field. Measuring the positron range or positron motion in a real MRI system is a complex project and may not practicable. The aim of this study is to define that influence to the positron annihilation distribution, and try to illustrate the trajectory of positrons theoretically.

Materials And Methods

All of the Monte Carlo simulations were performed using the GATE version 7.2 with GEANT4 version 4.10 in this study. The materials used for this study were *Air*, *Water* and *SpineBone* as defined in GATE. The isotopes selected for this study were: ^{18}F , ^{11}C , ^{15}O , and ^{13}N . The magnetic field strengths for this study were: 0, 3 and 7 Tesla. The magnetic field was coordinated along the Z-axis of the simulation space. Take 10,000 events in each run, and the ROOT data file will record the end point position.

Results

The results showed variations in the positron range between different components and especially between the *Air* and *Water*. GATE can open visualization canvas to illustrate the trajectory of positrons. The results showed isotropic trajectory when magnetic field $B = 0\text{T}$. The positron trajectory showed helix track and

positron range become shorten in the X, Y planes, when magnetic field $B = 0\text{T}$ and 7T . Positron range was proportional to the kinetic energy of positron and the absorbent material.

Conclusion

Positron moving trajectory in a MRI magnetic field is tortuously unpredictable. GATE has the capability to model the presence of magnetic field and illustrate the trajectory of positrons theoretically. Monte Carlo tools could be a tool to observe the motion of positron in PET/MRI magnetic fields.

Key words: magnetic field, positron range, Monte Carlo simulation

J Nucl Med Tech 2016;13:19-25

Introduction

Simultaneous PET/MRI is a hybrid modality for clinical and pre-clinical imaging. The combination of two imaging modalities in a single gantry entails rigorous technical issues that must be addressed. The development of an MR imaging-compatible PET module must address two major restrictions: space restrictions inside the MR imaging magnet and interference between the two imaging modalities. Detector technologies that are not sensitive to magnetic fields and readout electronics with minimal heat radiation are required. The operation of the MRI unit should not be affected by the PET detector modules owing to electronic interference on the radiofrequency and gradient coils [1, 2].

Received 2016/8/2

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) 28332211 ext. 9898 E-mail: T005629@ms.skh.org.tw

However, in simultaneous PET/MRI systems, the emitted positrons trajectory is influenced by the magnetic field. Many authors have predicted that the high magnetic field will reduce the positron range in the plane perpendicular to the static field, thus improving transaxial resolution [3-6]. This effect translates into an improvement of the spatial resolution in transaxial images. However, due to the elongation of the positron range distribution along the magnetic field B_0 , one artifact that has not yet been clearly evaluated is the effect of the high magnetic field on the trajectory of positrons emitted by PET radioisotopes [7, 8].

Measuring the positron range or positron motion in a real MRI system is a complex project and may not be practicable. Modern Monte Carlo tools may be a tool to overcome these deficiencies. The aim of this study is to define that influence to the positron annihilation distribution. Monte Carlo methods have been applied, using GEANT4 application for tomographic emission (GATE). Several isotopes were studied, in various types of materials and with different magnetic field strengths, and try to illustrate the trajectory of positrons theoretically.

Materials and Methods

The Geant4 Application for Tomographic Emission (GATE) is an advanced open source software developed by the international Open GATE collaboration and dedicated to numerical simulations in medical imaging and radiotherapy [9-11]. All of the Monte Carlo simulations were performed using the GATE version 7.2 with GEANT4 version 4.10 in this study.

The materials used for this study were Air, Water and SpineBone as defined in GATE. The isotopes selected for this study were: ^{18}F , ^{11}C , ^{15}O , and ^{13}N . The magnetic field strengths for this study were: 0, 3 and 7 Tesla, selected in order to cover a wide range of clinical and experimental MR systems. The magnetic field was coordinated along the Z-axis of the simulation space.

The software used for data acquisition and analysis was ROOT [12, 13]. ROOT is a modular scientific software framework. It provides all the functionalities needed to deal

with big data processing, statistical analysis, visualization and storage. All simulated data will save in root file format. The Root output is composed of one NTuple (Gate) and three TTrees (Hits, Singles, Coincidences) in which the interaction type, position and time information are stored. Take 10,000 events in each run, and the ROOT data file will record the end point position. Data acquired in this study were the average positron range in x, y and z direction.

Results

The average positron range in x, y and z direction were showed in Table 1, 2 and 3. The results showed variations in the positron range between different components and especially between the Air and Water.

Table 1. Average positron range in X direction (mm)

B	Air			Water			Spine Bone		
	0T	3T	7T	0T	3T	7T	0T	3T	7T
^{11}C	32.58	2.85	2.72	0.36	0.33	0.28	0.27	0.26	0.23
^{13}N	33.04	2.69	2.60	0.48	0.45	0.34	0.35	0.35	0.31
^{15}O	33.78	2.37	2.30	0.81	0.71	0.46	0.58	0.57	0.46
^{18}F	30.48	2.89	2.89	0.18	0.18	0.16	0.13	0.12	0.12

Table 2. Average positron range in Y direction (mm)

B	Air			Water			Spine Bone		
	0T	3T	7T	0T	3T	7T	0T	3T	7T
^{11}C	32.42	2.82	2.74	0.36	0.34	0.28	0.27	0.25	0.23
^{13}N	33.38	2.68	2.63	0.49	0.46	0.34	0.37	0.35	0.31
^{15}O	34.10	2.40	2.29	0.81	0.72	0.45	0.59	0.57	0.46
^{18}F	29.97	2.87	2.84	0.17	0.17	0.16	0.13	0.13	0.12

Table 3. Average positron range in Z direction (mm)

B	Air			Water			Spine Bone		
	0T	3T	7T	0T	3T	7T	0T	3T	7T
^{11}C	32.57	41.17	41.69	0.35	0.35	0.35	0.27	0.26	0.26
^{13}N	33.36	42.99	42.83	0.48	0.49	0.48	0.35	0.35	0.35
^{15}O	34.08	45.19	45.15	0.81	0.81	0.80	0.59	0.59	0.60
^{18}F	29.92	36.99	36.70	0.17	0.18	0.18	0.13	0.13	0.13

The visualization options in GATE provide the same functionalities as provided in GEANT4. The graphics systems that can be selected in GATE are: DAWNFILE, VRMLFILE and OpenGL in stored and immediate mode. Figure 1 to Figure 3 showed three-dimensional projection of simulated position trajectories in air. The Position trajectory

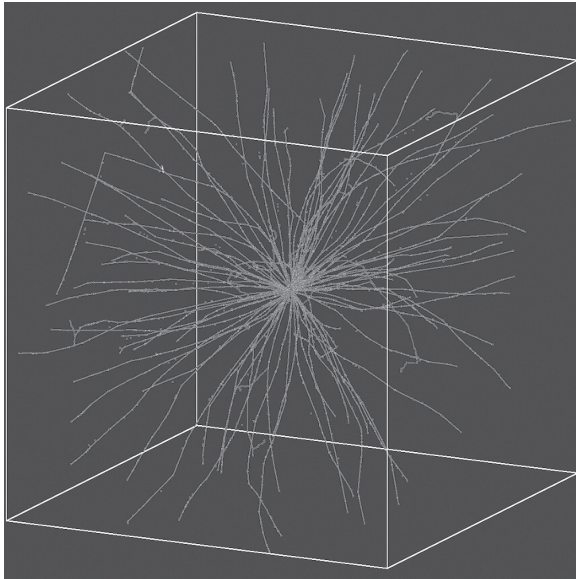


Figure 1. ^{18}F tracks from a point source in air.

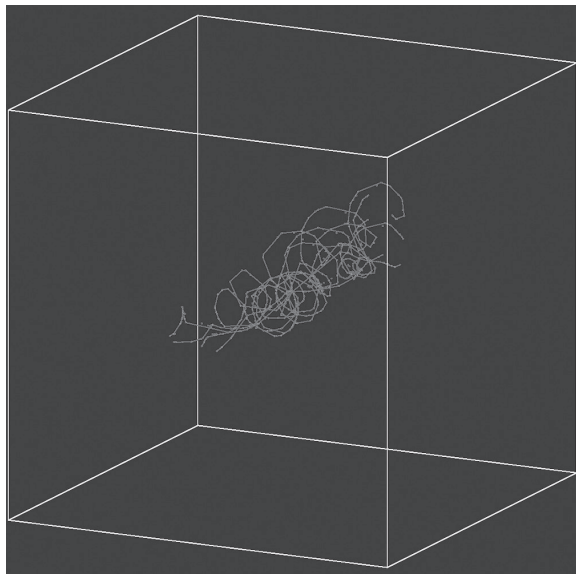


Figure 2. Screen capture of ^{18}F tracks from a point source in Air with magnetic field strengths $B = 0.1$ Tesla in z direction.

changed with the magnetic field strength obviously. Near the end of given positron track in Figure 1 and Figure 2, large angle scatter occurred within a small region with the result that the positron winds around quite abruptly as it slowed to a stop and a significant fraction of the total energy of that event was deposited near the end of its track.

Figure 4 and Figure 5 showed the end point (annihilation point) distribution of positrons emitting from ^{18}F in X and Z axis. The annihilation point distribution in X axis (perpendicular to the direction of the magnetic field) obviously changed with magnetic field strength.

Figure 6 showed that positron range was proportional to the kinetic energy of nuclides. The annihilation point distribution of X coordinates from ^{18}F in Air, Water and SpineBone were showed in Figure 7.

Discussion

The positron is the antiparticle or the antimatter counterpart of the electron. The positron has an electric charge of $+1 e$, a spin of $\frac{1}{2}$, and has the same mass as an electron. Many radionuclides decay by positron emission. Table 4 shows some commonly used positron emitting

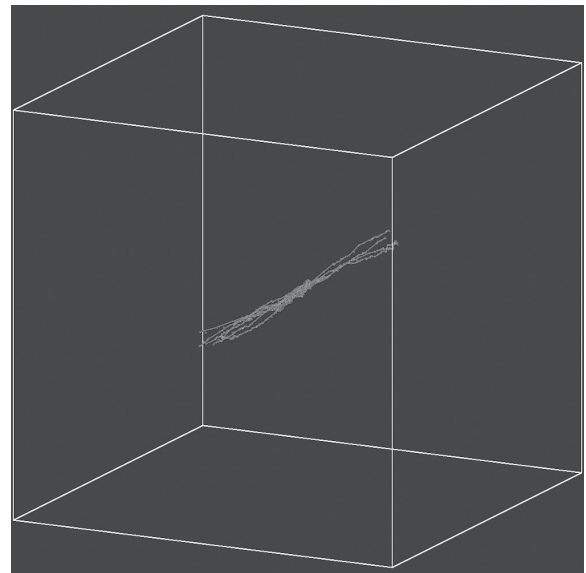


Figure 3. Screen capture of ^{18}F tracks from a point source in Air with magnetic field strengths $B = 3$ Tesla in z direction.

nuclides and associated properties. Included in the table are the maximum kinetic energy of the emitted positrons ($E_{\max}$) and half-life of the radionuclides. The positron will have an initial energy after emission, which can take a continuum of values up to a maximum. After emission from the nucleus, the positron loses kinetic energy by interactions with the surrounding matter. The positron interacts with other nuclei as it is deflected from its original path by one of

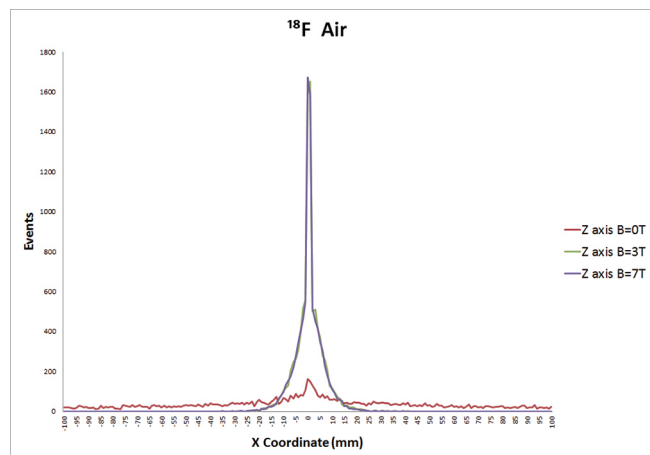


Figure 4. The annihilation point distribution of positrons emitted from ^{18}F on X axis in *Air* with Z axis magnetic field strength $B = 0\text{T}$, 3T and 7T . The magnetic field is perpendicular to the direction of the X axis.

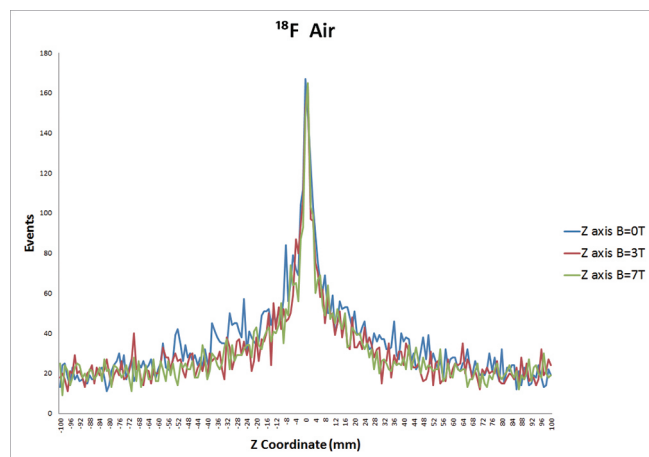


Figure 5. The annihilation point distribution of positrons emitted from ^{18}F on Z axis with Z axis magnetic field strength $B = 0\text{T}$, 3T and 7T .

four types of interaction: (i) inelastic collisions with atomic electrons (ii) elastic scattering with atomic electrons (iii) inelastic scattering with a nucleus (iv) elastic scattering with a nucleus. Major interactions between positrons and the surrounding medium include elastic scattering with atomic nuclei and inelastic scattering with atomic electrons. In most cases a positron first loses all its energy and then annihilates with an electron. In each inelastic collision, the positron only loses a small part of its energy, as a result many collisions

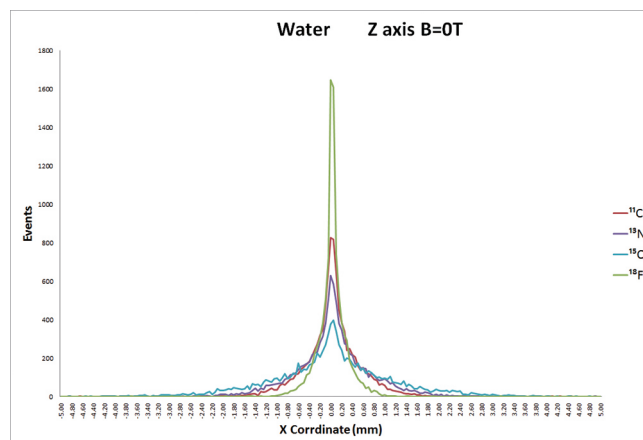


Figure 6. The annihilation point distribution of X coordinates from ^{18}F , ^{11}C , ^{15}O , and ^{13}N in *Water* and the magnetic field strength $B = 0\text{T}$.

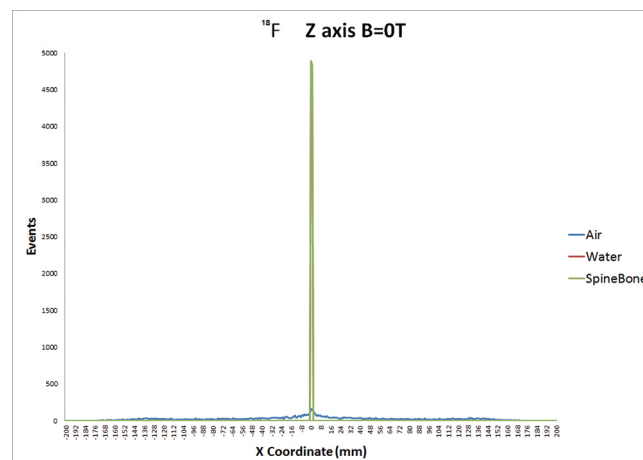


Figure 7. The annihilation point distribution of X coordinates from ^{18}F in *Air*, *Water* and *SpineBone*. The magnetic field strength $B = 0\text{T}$.

Table 4. Properties of some positron-emitting nuclides that relevant to PET Imaging

Radionuclide	Half-life (mins)	$\beta + E_{\max}$ (MeV)
^{11}C	20.4	0.959
^{13}N	9.96	1.197
^{15}O	2.03	1.738
^{18}F	109.8	0.633

will happen before annihilation and the trajectory of each positron is tortuous [14, 15].

If a particle of charge q moves with velocity v in the presence of a magnetic field B , then it will experience a force $F = qvB$. The magnitude of F is: $F = qB (v \sin\theta)$, where $v \sin\theta$ is the component of the velocity perpendicular to the direction of the magnetic field and θ represents the angle between v and B . This reactive force is what is known as the Lorentz force [16]. When the charge on the moving particle is positive, the right hand rule is used. A positively charged particle has a velocity v , yellow arrow, perpendicular to a uniform magnetic field as showed on Figure 8. The magnetic field is into the page. The magnetic force, at this instant, is shown in blue. In this region of space this positive charge will move counter clock wise in a circular path.

A particle undergoing uniform circular motion accelerates to the center according to $F_c = ma = mv^2/R$.

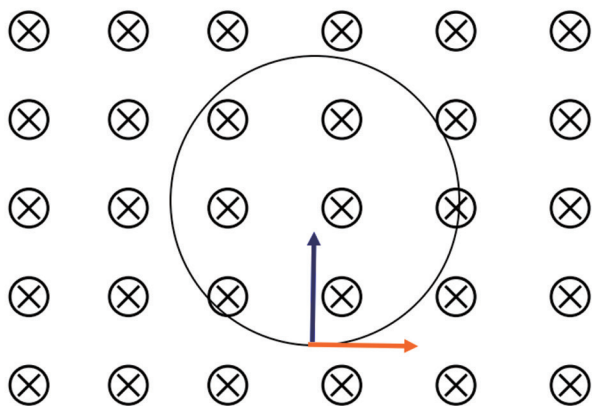


Figure 8. Positive charge particle moving perpendicular to a uniform magnetic field.

Therefore the radially component of Newton's Second Law becomes $qvB = mv^2/R$. The radius of the circle $r = mv^2 / qvB = mv/qB$. For example, ^{18}F , positron $E_{\max} = 0.633$ MeV, charge $q = 1.6 \times 10^{-19}$ C. Radius of curvature of 0.633 MeV positron in 3 Tesla magnetic field is 8.94×10^{-4} meters. This is an ideal assumption. If a charged particle has a component of its velocity perpendicular to B , then its path will be a circle. If it also a component of v parallel to B , then it will move forward as well. This resulting path is a helix. We can observe such helix track in Figure 2 clearly. Positron loses energy along its pathway, and change direction when collisions with nuclei and electrons, the velocity and direction change variously and unpredictable.

The work of Kolb et al. shows shine-through effects might become relevant when radiopharmaceuticals based on high-energy positron emitters are used and accumulate close to air cavities [7]. Table 1, 2 and 3 showed variations in the positron range between different components and especially between the Air and Water. Our simulation result is compatible with the paper by Kolb et al.

Conclusion

Positron moving trajectory in a MRI magnetic field is tortuously unpredictable. GATE has the capability to model the presence of magnetic field and illustrate the trajectory of positrons theoretically. Monte Carlo tools could be a tool to observe the motion of positron in PET/MRI magnetic fields.

Reference

- Daftary, A., *PET-MRI: Challenges and new directions*. Indian J Nucl Med. 25(1): p. 3-5.
- Zaidi, H. and A. Del Guerra, *An outlook on future design of hybrid PET/MRI systems*. Med Phys. 38(10): p. 5667-89.
- Phelps, M. E., et al., *Effect of positron range on spatial resolution*. Journal of nuclear medicine: Official publication, Society of Nuclear Medicine, 1975. 16(7): p. 649-652.
- Hammer, B. E., N. L. Christensen, and B. G. Heil, *Use of a magnetic field to increase the spatial resolution of*

- positron emission tomography*. Medical physics, 1994. 21(12): p. 1917-1920.
5. Hammer, B. E. and N. L. Christensen, *Measurement of positron range in matter in strong magnetic fields*. IEEE transactions on nuclear science, 1995. 42(4): p. 1371-1376.
6. Levin, C. S. and E. J. Hoffman, *Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution*. Physics in medicine and biology, 1999. 44(3): p. 781.
7. Kolb, A., et al., *Shine-Through in PET/MR Imaging: Effects of the Magnetic Field on Positron Range and Subsequent Image Artifacts*. Journal of Nuclear Medicine. 56(6): p. 951-4.
8. Abdul-Fatah, S. B., et al., *Identification of a shine-through artifact in the trachea with I24I PET/CT*. Journal of Nuclear Medicine, 2009. 50(6): p. 909-911.
9. Jan, S., et al., *GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT*. Phys Med Biol, 2004. 49(19): p. 4543-61.
10. Grevillot, L., *Monte Carlo simulation of active scanning proton therapy system with Gate/Geant4: Towards a better patient dose quality assurance*, INSA de Lyon.
11. <http://www.opengatecollaboration.org>.
12. Brun, R., F. Rademakers, and S. Panacek, *ROOT, an object-oriented data analysis framework*. Prepared for CERN School of Computing (CSC 2000), Marathon, Greece, 2000: p. 17-30.
13. <https://root.cern.ch/>.
14. Bailey, D. L., et al., *Positron Emission Tomography: Basic Sciences*. 2004: Springer London.
15. Levin, C. S. and E. J. Hoffman, *Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution*. Phys Med Biol, 1999. 44(3): p. 781-99.
16. Halliday, D., R. Resnick, and J. Walker, *Fundamentals of Physics Extended, 10th Edition*: Wiley.

以蒙地卡羅模擬工具觀察 PET/MRI 磁場 對於正電子運動的影響

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

近年來合併正子造影 PET 與磁共振掃描 MRI 的整合型 PET/MR 掃描儀已投入研究與臨床應用。在磁振造影 MRI 掃描儀的強大的恆定磁場 (B_0) 下，荷電粒子在磁場中運動受力進而可能影響正電子的運動與射程。本實驗嘗試利用蒙地卡羅模擬程式 The Geant4 Application for Emission Tomography (Gate)，模擬不同正電子動能在不同磁場強度下的正電子運動變化，而非實際測量正子射程。

材料與方法

以 GATE 軟體建立模擬環境測試 ^{18}F 、 ^{15}O 、 ^{11}C 分別在磁場強度 0、3、7 Tesla 下在空氣、水、脊骨中的正電子運動軌跡和射程分布。

實驗結果

GATE 軟體可使用 OpenGL 模式顯示正電子運動軌跡。無磁場時正電子軌跡為各向等長分布，在磁場影響下，正子軌跡出現螺旋環繞並在垂直磁場的 X，Y 平面上縮短。模擬結果顯示正子射程與所在物質、正子動能相關。正電子受磁場作用而改變運動軌跡，在空氣中尤其明顯。

結論

正電子在磁場中的運動軌跡是非常曲折且難以預測的。GATE 模擬工具可以顯示正電子軌跡及模擬磁場的影響。實驗結果與相關 Shine-through 效應研究相符，證實蒙地卡羅模擬程式可作為觀察正電子在 PET/MRI 磁場中運動的工具。

關鍵詞：磁場、蒙地卡羅模擬、正電子、正子射程

核醫技學誌 2016;13:19-25

受理日期：105 年 8 月 2 日
聯絡人姓名：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) 28332211 轉 9898 電子信箱：T005629@ms.skh.org.tw

利用品管手法提升醫院內同仁對游離輻射防護的認知率

郭俊良^{1,5} 游宜芳¹ 徐世美² 何建宗³ 林雅惠³ 蔡宛瑜⁴ 李靜宜⁴ 張鈺弘^{1*}

¹ 馬偕紀念醫院新竹分院 核子醫學科

² 馬偕紀念醫院新竹分院 放射線科

³ 馬偕紀念醫院新竹分院 職業安全衛生室

⁴ 馬偕紀念醫院新竹分院 護理部

⁵ 國立清華大學 核子工程與科學研究所

摘要

依游離輻射防護法之相關規定，設施經營者為防止游離輻射危害，維護民眾健康與安全，輻射作業必須合理抑低其輻射劑量。本院一直重視輻射防護安全，因此利用品管活動使全院同仁對於游離輻射防護認知有所提升，祈使同仁們可更安心、放心於工作崗位上照顧病人。於品管圈活動前後分別對院內接受到游離輻射之相關同仁進行問卷調查，調查同仁對於輻射的認知與不安做要因分析統計，並利用要因之解析結果取得以下四項改善對策，分別為：(1) 加強相關人員之教育訓練、(2) 製作宣導影片、(3) 海報、(4) 制定核子醫學科檢查之輻射防護標準作業流程。調查結果顯示同仁之認知率由原先 32.33% 顯著增加至 83.47%，不安率由原先 36.99% 降低至 20.27%，經由此次調查結果顯示藉由此品管圈活動，顯著改善相關同仁之認知率以及降低其不安率。故未來將持續推動全院之輻射防護教育訓練課程，藉以提高院內同仁對於輻射認知和防護的技巧，使同仁對於接受游離輻射檢查後之病患保持負責任態度，避免因病患執行游離輻射檢查，使員工產生不安情況，導致意外事故發生。

關鍵詞：品管活動、游離輻射防護、認知率、不安率

核醫技學誌 2016;13:27-36

受理日期：105 年 8 月 25 日

聯絡人姓名：張鈺弘主任

單位：國立清華大學 核子工程與科學研究所

地址：新竹市光復路二段 690 號

電話：(886) 3-611-9595 轉 2299 傳真：(886) 3-611-5934

電子信箱：3053@mmh.org.tw

前言

依據游離輻射防護法規定，設施經營者為防止游離輻射危害，維護民眾健康與安全，輻射作業必須合理抑低其輻射劑量 [1]。此外，職業安全衛生法第三十條第八點新增“雇主不得使妊娠中女性勞工從事有害輻射散布場所之工作” [2]。因此醫療院所若具有核子醫學科等單位，使用到非密封之放射性物質，可能會造成院內同仁接觸到非天然背景之游離輻射。且游離輻射具有看不見、聞不到、摸不著等特質，易使院內大部份同仁產生莫名的不安與疑慮。因此為增進院內同仁對於游離輻射之認知，藉以掌握游離輻射的防護技能，使同仁得以更加安心和放心繼續於崗位上服務病人，進而對於接受核子醫學診療病人保持一貫負責的態度，藉此避免因其不安造成之意外事故發生。

一般而言，院內會有輻射防護管理委員會等組織，通常都是針對院內使用游離輻射之單位及場所予以管理，但游離輻射防護之相關安全認知不單僅止於游離輻射作業人員，更是院內相關同仁共同的責任。根據高雄長庚紀念醫院針對手術室護理人員利用專案改善辦法，將其認知程度由原先 68.4 分提升至 100 分，使手術室護理人員對於游離輻射防護觀念之正確性及自身防護能力有所增進，營造安全的醫療工作環境 [3]。此外，亦有文獻指出提升病房護理人員正確的輻射及防護觀念，可有效降低其對醫用游離輻射的疑慮，藉此保障護理人員臨床工作輻射暴露時的安全，以增進醫療照護品質 [4, 5]。有鑑於此，本文將利用品管手法對全院同仁進行其對輻射防護教育與宣導前後對於游離輻射的問卷調查，調查範圍不僅針對醫療人員，亦包含行政人員、傳護送人員

與環衛人員等非醫療相關人員，期望經由此品管活動使全院同仁對游離輻射防護相關認知有所提升。此外，由於對於游離輻射的認知程度與不安感兩者息息相關，因此作者經由本次之問卷調查全院同仁對於游離輻射有所瞭解後，期許應會降低對於游離輻射的不安感，且藉由數據量化同仁對於游離輻射的不安率來印證對於游離輻射認知程度提升後與不安率兼之相關性。

材料與方法

一、現況分析

此次品管改善重點為住院病人做檢查，會使週遭人員接觸到額外非天然背景輻射之游離輻射，如核子醫學和移動 X 光機等檢查 [6]，其作業流程如圖 1 所示。因此針對接觸與照顧到住院病人之單位同仁，如臨床護理人員、病房行政批價人員、生理檢查科技術師、環境衛生清潔人員、傳護送人員等，由於此品管圈調查對象為全院同仁，其醫療專業背景相當迥異，對此問卷及輻射防護相關課程與宣導海報及影片部份也經由院內同仁所提供之建議與圈員相互腦力激盪，並利用淺顯易懂的圖文說明加以敘述，亦可利用哪些方法提升游離輻射防護安全，最終再經由醫師與輻射防護管理委員會等專家所設計之調查問卷進行課程前後之評分量化。此問卷設計主要分別對於游離輻射的認知程度以及恐懼程度做為監測評判之基準。本問卷採二分法進行評分量化，評分及計算公式如下，問卷項目與評分結果如表 1 所示：

$$\text{院內同仁認知率} = \frac{\text{勾選瞭解之題數}}{\text{問卷總題數}} \times 100\% \quad (\text{式 1})$$

$$\text{院內同仁不安率} = \frac{\text{勾選恐懼之題數}}{\text{問卷總題數}} \times 100\% \quad (\text{式 2})$$

改善前問卷於 2015 年 4 月 20 日至 5 月 7 日止，共計發放 305 份問卷，其回收率為 92.8%。其中，醫技、護理等醫療人員佔總問卷之 85.2%，工作執掌範圍為行政事務、傳護送與環衛等非醫療人員佔比為 14.8%。經由式 1 所計算出“品管活動改善前”院內同仁認知率為 32.33%，且經式 2 所計算出之院內同仁不安率為 36.99%。

二、目標設定

利用標竿學習文獻對游離輻射認知程度來做改善案例之相關目標值設定，其經過品管改善活動後認知程度可達 100% [3]。因此將利用下列公式計算出品管活動目標設定值：

$$\text{目標值} = \text{現況值} + [(\text{標竿學習目標之改善值} - \text{現況值}) \div 2] \quad (\text{式 3})$$

$$\text{目標值} = 32.33\% + [(100\% - 32.33\%) \div 2] = 66.17\%$$

因此，原擬設定圈活動目標值為 66.17%，由於標竿學習之文獻僅針對核子醫學之單位部門來進行認知度之改善，故其認知度可達 100%，但本文之品管活動是擴大至全院各部門來進行，故向標竿學習文獻之結果來挑戰，將其目標值設定為 70%。

三、要因分析

根據問卷調查現況以及填卷者和圈員所期許與建議之事項所彙整出之魚骨圖，如圖 2 所示。因此藉由改善前問卷來進行數據分析，將對游離輻射認知率低於平均值 32.33% 以下列為改善要因，如對游離輻射劑量方面（包含天然背景輻射劑量、游離輻射檢查劑量與法規對游離輻射劑量限度）、何謂輻射、輻射防護委員會功能等。另外有兩項要因如輻射防護知識與放射性廢棄物處理流程，雖然員工對這兩項的認知率都高達平均值 32.33% 以上，但經由圈員討論後，此兩項對輻射防護上相當重要，故也列入改善要因中。

問卷中還有分析同仁建議可利用哪些方法來提升輻射安全，其中如認為缺少相關教育訓練與宣導海報，此兩項要因經圈員討論認為有能力可改善，故納為改善要因。但製作手冊發放和在單位新增鉛版配置等，此兩點建議由於要編列預算和經費，故不列入改善要因之中。

圈員經腦力激盪所提出之要因中，其中標準輻射防護作業流程與動態輻射宣導影片，由於此兩點不需要額外的經費，故納入改善要因之中。另外核子醫學檢查跟放射科和放射腫瘤科對病人檢查或治療之輻射來源不同，輻射防護方法上也有所差異，因此需向同仁說明清楚，使同仁瞭解並降低對於照顧接受游離輻射檢查病人之不安，所以也將其納入改善要因之中。而各單位放射性廢棄物垃圾桶，單位同仁都清楚知道擺放位置，不再需要重作更清楚的警示標誌。

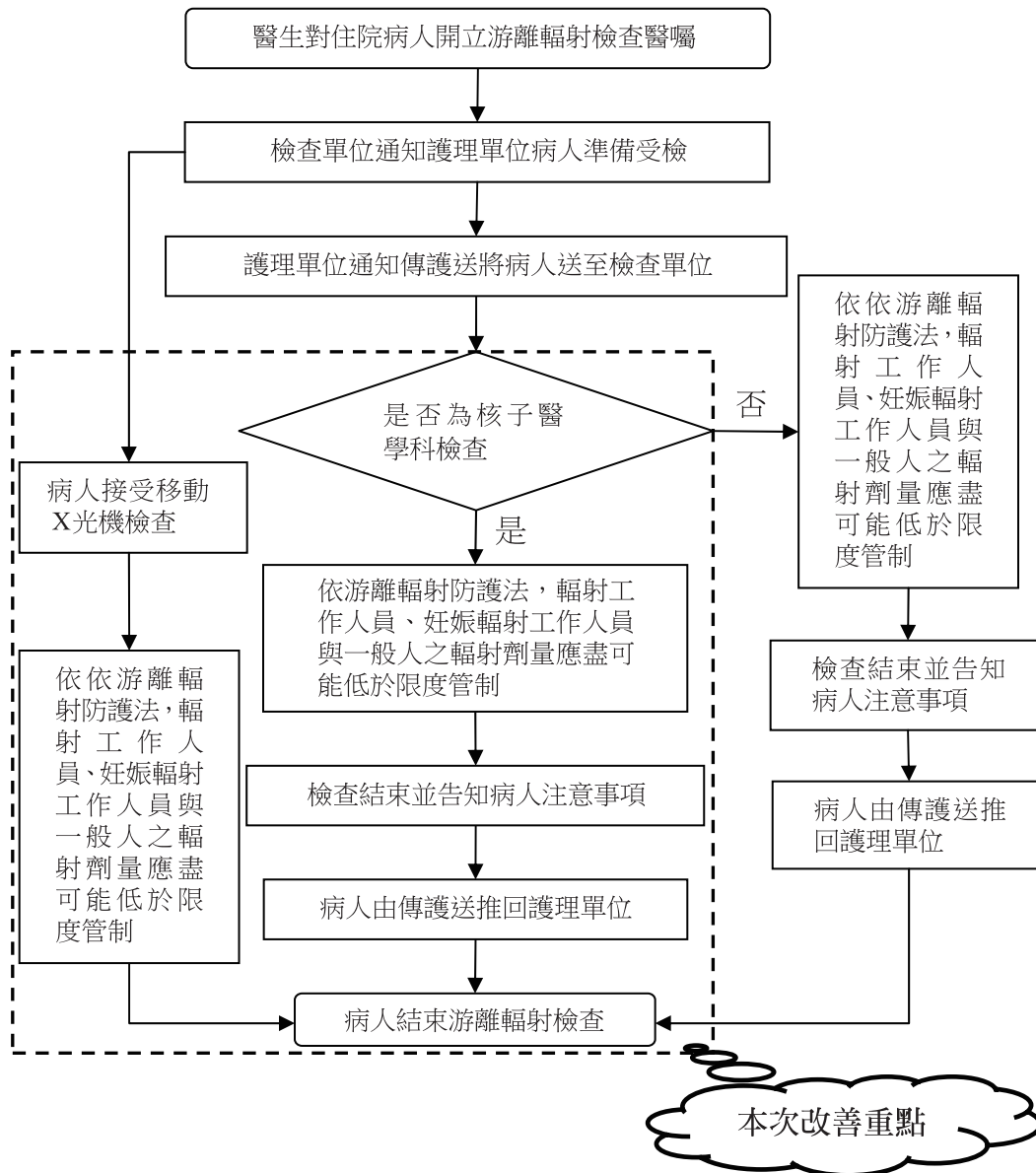


圖 1：住院病人接受游離輻射檢查作業流程

四、對策擬定

將上述 10 點改善要因，圈員提出各種改善對策方案，利用決策矩陣分析來考慮各方案採行性，其中重要考慮因素分別為可行性、效益性與經濟性等三個面項，各面項給分最高為 5 分、次為 3 分，最低為 1 分，最後總分高於 96 分為採行對策，其結果如表 2 所示。

依照上述要因所擬定出之多項對策，將相同對策方案歸為一類，共擬定為四個改善對策群組進行，分別為

加強人員教育訓練（對策群組 1）、製作宣導海報（對策群組 2）、製作宣導影片（對策群組 3）與制定標準作業流程（對策群組 4）。

五、對策實施過程

對策群組 1 和 3、製作輻射防護教育訓練課程與播放相關宣導影片至院內較易接受到游離輻射之相關單位，如內、外、兒、加護科等病房與生檢科、環衛和傳

護送小組等，並利用課程出席人數，用以分析單位員工是否有參與輻射防護教育相關訓練，期許可提升院內同仁對於輻射防護認知。

對策群組 2、單位教育訓練課程結束後，製作輻射防護宣導海報（如圖 3 所示）提供上述單位張貼於走道公佈欄以供單位同仁、病人與病人家屬閱覽。單位海報發放完畢後，派圈員至各單位隨機抽查，並評估單位同

仁對海報是否瞭解，期許可提升院內同仁對輻射防護認知。

對策群組 4、訂定輻射防護標準作業流程，將其上傳至院內雲端 KM 知識管理系統，並告知各單位主管，請單位主管向同仁宣導可經由雲端 KM 系統瀏覽此文件，藉以作為全院同仁對於核醫檢查病人之防護規範，期許院內同仁對輻射防護安全之技巧與認知可藉此提升。

表 1：游離輻射防護安全問卷調查項目與評分量化結果

游離輻射防護安全的認知程度（共 10 題）	改善前認知率	改善後認知率
何謂游離輻射與非游離輻射嗎？	26.50%	80.41%
全世界天然背景輻射之劑量嗎？	16.25%	80.76%
游離輻射檢查之劑量嗎？	15.19%	79.04%
法規規定之接受游離輻射劑量之限度嗎？	15.90%	77.66%
如何降低游離輻射之曝露嗎？	39.58%	84.88%
院內輻射防護委員會之功能嗎？	25.09%	83.16%
院內有輻射防護與偵測設備嗎？	39.93%	87.63%
院內放射性廢棄物處置流程嗎？	42.40%	86.94%
核子醫學檢查病人之衛教嗎？	42.76%	86.25%
所在單位內是否有輻射？	59.72%	87.97%
對游離輻射之恐懼程度（共 6 題）	改善前不安率	改善後不安率
游離輻射？	55.48%	14.09%
移動式 X 光機檢查？	35.69%	21.65%
照顧到核子醫學檢查之病人？	33.22%	23.02%
照顧到接受 X 光或電腦斷層之病人？	20.85%	22.68%
照顧到放射腫瘤科治療之病人？	36.75%	19.93%
放射性廢棄物（如：尿布、排泄物等）之處理？	39.93%	20.27%
院內同仁建議提升游離輻射防護安全方法		
舉辦輻射防護教育訓練課程		
張貼輻防宣導海報		
發放輻防宣導手冊		
增加或改善現有輻射防護設備		
圈員腦力激盪出提升游離輻射防護安全方法		
解釋清楚各類放射性檢查差異		
每月隨機量測各單位之輻射劑量數據給單位公開呈現		
訂立標準輻射防護作業流程		
輻射警示標示清楚化		
製作動態輻防宣導影片		

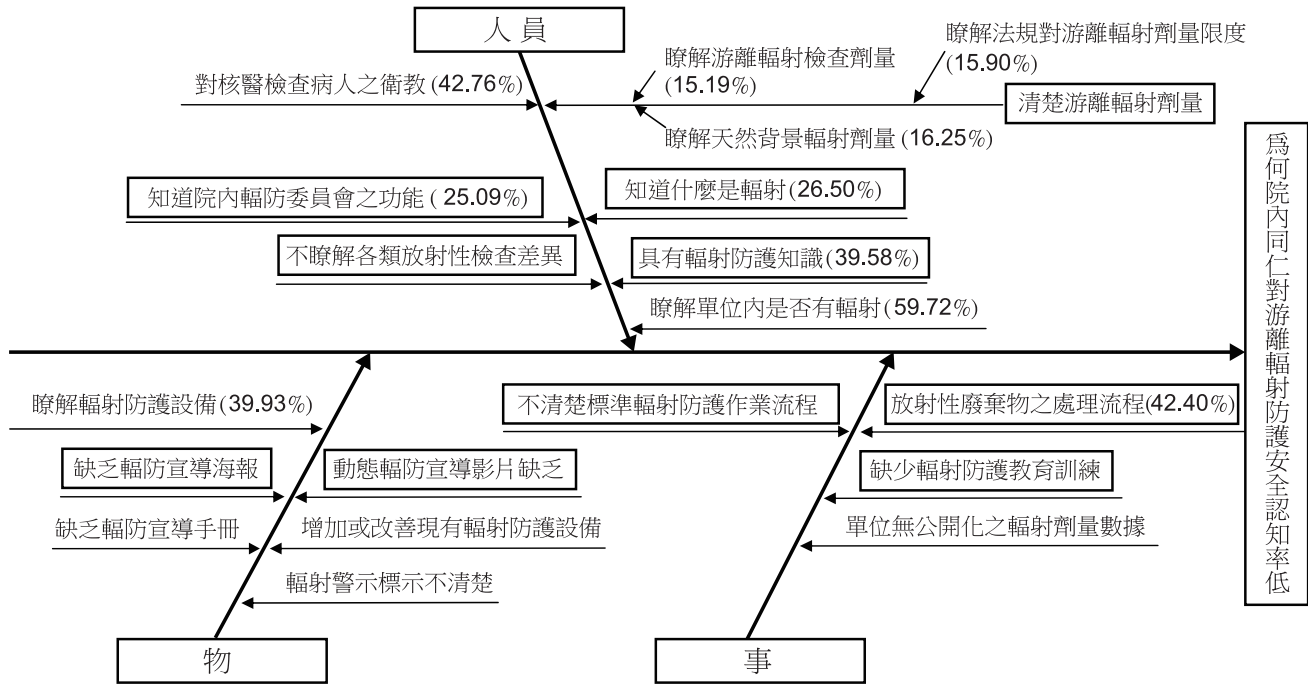


圖 2：利用魚骨圖進行輻射防護安全認知率低之要因分析

結果

由加強人員教育訓練（對策群組 1）和製作宣導影片（對策群組 3）評核結果中，總共至 15 個單位開設輻射防護教育相關訓練課程，應到人數為 330 人，實到人數為 229 人，佔總人數之 69.39%。製作宣導海報（對策群組 2）方面評核結果中，總計發出 15 張宣導海報，但由於環境衛生清潔人員屬於機動性的並無公佈欄可張貼，故確實將海報張貼於單位公佈欄者為 14，達 93.33%，此外也至各單位抽查同仁對海報瞭解程度較未接受課程之前提升為 83.33%。針對制定標準作業流程（對策群組 4）評核結果發現，總共告知 15 位單位主管，請單位主管向同仁宣導，主管回覆信件會告知者為 15 份，佔 100%。因此經過這四組改善對策後，發放改善後問卷於民國 104 年 8 月 3 日至 8 月 28 日止，共發放 330 份問卷，其回收率為 88.2%。問卷中醫技護理等醫療人員佔 82.8%，行政事務、傳護送與環衛等非醫療人員佔 17.2%。依式 1 所計算出品管活動改善後院內同仁認知率為 83.47%，由式 2 所計算出之院內同仁不安率為 20.27%，改善前後問卷之各項評分結果如表 1 所示，且同仁對游離輻射的改善前後認知率的變化如圖 4 所示。

討論

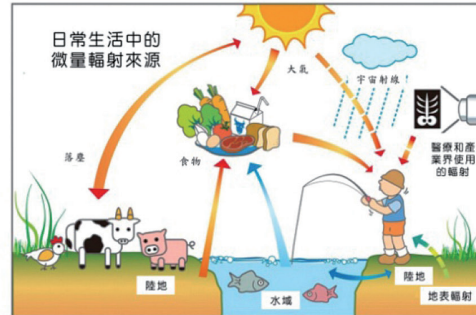
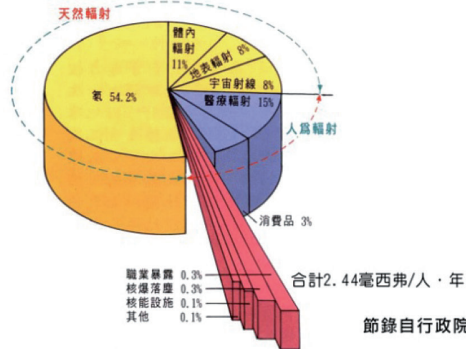
藉由此品管活動提升同仁對輻射防護教育與宣導，藉此同仁確實瞭解游離輻射原本就存在於天然背景之中，且善加利用輻射其特性及優點，且符合輻射防護之規範之情形下，無須過度恐慌 [7, 8]。因此結果中發現將同仁對游離輻射防護的認知提升後，可印證其對游離輻射之不安率將由原先較高之 36.99% 下降至 20.27%，其下降幅度為 45.20%。值得深究的是本研究之中，認知率大幅增加了 158.18%，不安率下降幅度則為 45.02%，由表 1 中可顯示雖然調查對象對游離輻射的恐懼大幅下降，且對於如移動式 X 光機、核子醫學、放射腫瘤、放射性廢棄物等恐懼呈下降的趨勢，但對於特定檢查如 X 光機檢查或電腦斷層檢查卻增加。由此表現出同仁對於各種放射性檢查，其恐懼程度仍呈現差異，且對輻射產生的來源仍有所困惑，於如此有限的時間之下使每位同仁清楚瞭解整體輻射安全與防護之相關知識必定具有相當程度之挑戰性與困難度（其課程涵蓋何謂游離與非游離輻射、天然背景輻射劑量、各類醫療游離輻射檢查簡介、各類醫療游離輻射檢查劑量、游離輻射防護方法、游離輻射法規劑量限度、放射性廢棄物處理流程和介紹院內

表 2：決策矩陣分析

要 因 分 析	對 策 方 案	評 價			總分	採行
		可行性	經濟性	效益性		
游離輻射劑量介紹包含：	1-1 加強人員教育訓練	40	40	38	118	★
(1) 天然背景輻射劑量	1-2 製作宣導海報	40	38	32	110	★
(2) 游離輻射檢查劑量	1-3 製作宣導影片	40	34	34	108	★
(3) 法規對游離輻射劑量限度	1-4 製作宣導手冊或單張	22	14	18	54	
	1-5 建立諮詢櫃檯	12	12	14	38	
認識輻射	2-1 加強人員教育訓練	36	36	36	108	★
	2-2 製作宣導海報	40	38	36	114	★
	2-3 製作宣導影片	40	34	32	106	★
	2-4 製作宣導手冊或單張	22	12	14	48	
增進輻射防護知識	3-1 加強人員教育訓練	40	40	36	116	★
	3-2 製作宣導海報	40	36	36	112	★
	3-3 製作宣導影片	40	32	35	107	★
	3-4 製作宣導手冊或單張	20	12	16	48	
	3-5 建立稽核制度	14	14	14	42	
輻射防護委員會功能推廣	4-1 製作宣導海報	40	38	32	110	★
	4-2 製作宣導影片	40	32	37	109	★
	4-3 製作宣導手冊或單張	20	12	16	48	
瞭解放射性廢棄物處理流程	1-1 加強人員教育訓練	40	40	38	118	★
	1-2 製作宣導海報	40	38	30	108	★
	1-3 製作宣導影片	40	30	33	103	★
	1-4 建立稽核制度	12	10	12	34	
	1-5 制定標準作業流程	40	40	34	114	★
開立輻射防護教育訓練課程	6-1 加強人員教育訓練	40	38	36	114	★
瞭解標準輻射防護作業流程	7-1 制定標準作業流程	40	40	32	112	★
製作動態輻防宣導影片	8-1 製作宣導影片	40	32	33	105	★
製作輻防宣導海報	9-1 製作宣導海報	40	38	30	108	★
瞭解各類放射性檢查差異	10-1 加強人員教育訓練	40	38	38	116	★
	10-2 製作宣導海報	40	38	30	108	★
	10-3 製作宣導影片	40	32	33	105	★
	10-4 製作宣導手冊或單張	20	12	12	44	

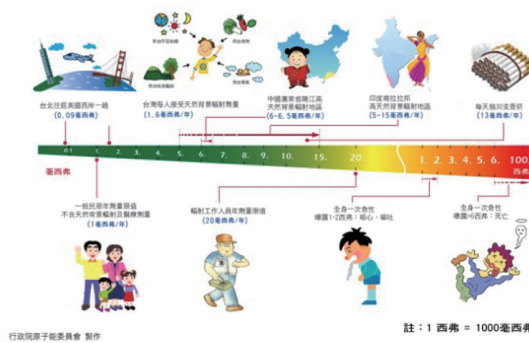
由於輻射看不到、聽不到、聞不到、摸不到、感覺不到，所以大家總是談“輻”色變

台灣地區國民平均接受各種輻射來源百分比

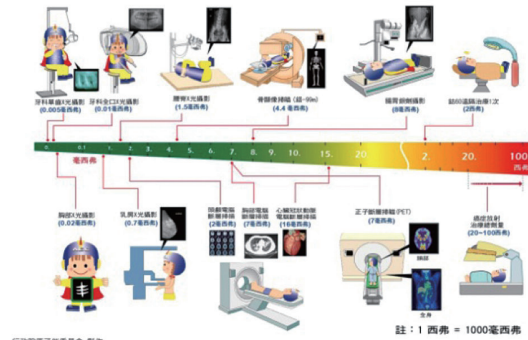


節錄自行政院原子能委員會 輻射防護處

一般游離輻射劑量比較圖



醫療游離輻射劑量比較圖



輻射污染

進入體內的途徑



體外防護



體內防護



事實上在我們的生活環境裡，輻射幾乎無所不在，所以我們只要了解輻射、善加利用並做好防護，醫療用游離輻射其實並不可怕，無需畏懼。



若有任何輻射防護相關問題，歡迎來電詢問。
(院內分機2299)
核子醫學科
郭俊良 輻防師

新馬傳紀念醫院
MacKay Memorial Hospital, Taichung

圖 3：游離輻射防護宣導海報

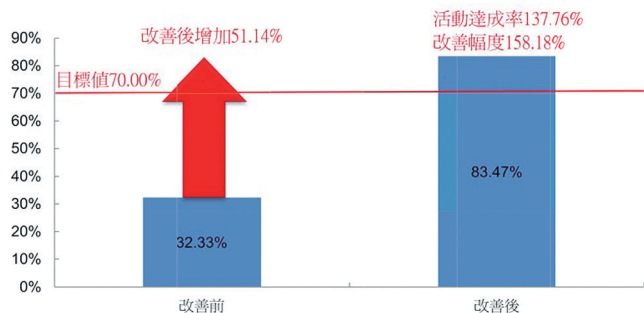


圖 4：院內同仁對游離輻射認知率改善前後之比較圖

輻射防護委員會功能等），故未來仍要持續再加強同仁對各項放射性檢查差異的認知，使全院同仁都清楚瞭解僅核子醫學科之病人，因其體內具有放射性藥物，此類病人會造成週遭人員受到額外之非天然背景輻射游離輻射劑量，其餘如接受 X 光檢查（不含移動 X 光機檢查）、電腦斷層檢查與放射腫瘤治療之病人體內不會有額外的非天然游離輻射殘留，不須擔心照顧 [9]，且在輻射防護標準作業流程有針對核子醫學科、病房、其它檢查單位、傳護送小組與環衛人員等清楚說明以下項目，讓同仁能更加保護自己、病人與病人家屬：

1. 核子醫學科櫃台人員於排檢查時跟病人講明注射放射性藥物後須盡量避免接觸三歲以下嬰幼兒和孕婦以及哺乳。
2. 核子醫學科櫃台人員或病房於排檢查時盡量將核醫檢查病人排到同天的其它檢查最後，並盡量不讓病人在同天回門診看檢查報告，以減少院內同仁之額外非天然背景輻射劑量。
3. 若院內有妊娠女性同仁，應避免照顧核子醫學檢查之病人。
4. 病房護理人員與傳護送小組應避免重複由同一人員照護和接送多位核醫檢查後之病人，以分散同仁接觸核醫檢查病人之時間。
5. 清楚定義放射性廢棄物處理過程，包含病房放射性廢棄物垃圾桶有清楚標籤和放射性廢棄物用特殊垃圾袋存放等。
6. 清楚解釋體內和體外輻射防護方法，如距離、時間、屏蔽和避免攝入或污染等。

結 論

由此品管圈活動，發現改善後認知率由 32.33% 增加到 83.47%，不安率由 36.99% 降低 20.27%。此外本次品管活動所採行的四個改善對策讓其認知率雖已可提升至 83.47%，但由於院內同仁可能新進或離職，所以未來如何效果維持是很重要的課題經圈員討論後，提出下面幾點精進方案：

1. 將至各單位上課的資料，錄製成數位學習課程，提供未上課或新進同仁可以上網學習。
2. 可請新進同仁上院內雲端知識管理系統瞭解輻射防護標準作業流程。
3. 每年至少院內舉辦一場輻射防護相關課程，使全院同仁對輻射防護工作得以持續維持並增加新知。

故未來將持續推動全院輻射防護教育訓練之相關課程並配合上述精進方案，藉以提高院內同仁對輻射的認知以及防護技巧，並期望全院同仁對游離輻射防護的認知率可達 100%，使同仁對接受游離輻射檢查的病人保持負責任態度，實為急需重視之議題。

參考文獻

1. 行政院原子能委員會，游離輻射防護法。中華民國 91 年 1 月 30 日公布。
2. 勞動部職業安全衛生署，職業安全衛生法。中華民國 102 年 7 月 3 日修正。
3. 黃瑞珍、吳讚美、陳姬杏、陳淑華，提昇手術室護理人員對 X 光輻射防護執行正確性之專案 A Proposal to Improve Operating Room Nursing Personnel Adherence to Mandated X-Ray Protection Measures. 護理雜誌，2010. 57(2): p. 79-86.
4. A. Sattari, S. D., G. Nasiroghli, H. Firoozabadi Absorbed radiation to the nuclear medicine nurses from patients administered ^{201}Tl and $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$. Nuclear Medicine Communications, 1990. 11(1): p. 17-22.
5. 蘇柏華、莊芝林、何昭靈、林政勳，病房護理人員對醫用游離輻射及防護之相關因素探討。中華職業醫學雜誌，2011. 18(4): p. 279-292.
6. Hsu, F. Y., Lee, W. F., Tung, C. J., Lee, J. S., Wu, T. H., Hsu, S. M., Su, H. T., Chen, T. R., Ambient and personal dose assessment of a container inspection site using a mobile X-ray system. Applied Radiation and Isotopes,

2012. 70(3): p. 456-461.
7. Ching-Chung, L. P. H. C. C. J. L. C. H. H., *Assessment of Population Dose Exposure in Taiwan*. International Nuclear Information System, 2000. 32(20).
8. Yu-Ming Lin, C. J. C., Pei-Hou Lin, *Natural background radiation dose assessment in Taiwan*. Environment International, 1996. 22(1): p. 45-48.
9. Charles E. Chambers, K. A. F., Ralf Holzer, Pei-Jan Paul Lin, James C. Blankenship, Stephen Balter, and Warren K. Laskey, *Radiation Safety Program for the Cardiac Catheterization Laboratory*. Catheterization and Cardiovascular Interventions, 2011. 77: p. 546-556.

Using Quality Control Cycle to Improve Cognitive Rate of Ionizing Radiation Protection of Staff in the Hospital

Chun-Liang Kuo^{1,5}, Shih-Mei Hsu², Yi-Fang Yu¹, Ya-Hui Lin³, Jian-Zong Ho³,
Wan-Yu Tsai⁴, Ching-Yi Lee⁴, Yu-Hung Chang^{1*}

¹*Department of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, Hsinchu*

²*Department of Radiology, Mackay Memorial Hospital, Hsinchu*

³*Occupational Safety and Health Office, Mackay Memorial Hospital, Hsinchu*

⁴*Department of Nursing, Mackay Memorial Hospital, Hsinchu*

⁵*Institute of Nuclear Engineering and Science, National Tsing Hua University, Hsinchu Technologists*

Abstract

The Ionizing Radiation Protection Act is proposed to protect our citizens from harmful effects of exposure to ionizing radiation, all in accordance to the ALARA principle. Our hospital has been focusing on radiation protection, and therefore we took advantage of quality control cycle (QCC) campaign to try to improve the cognition of radiation protection of other hospital staff. In the hope of minimizing doubt and improve patient care. The selected staff exposed to ionizing radiation answered the questionnaire before and after the QCC campaign. The cognition and disquiet factor would be investigated and analyzed with causal factor statics. From the cause and effect analysis we obtained four countermeasures. Those countermeasures are (1) strengthening personnel education and training, (2) making propaganda films and (3) posters, and (4) establish the radiation protection manual in nuclear medicine department, respectively. Accordingly, the cognitive rate improved from 32.33% to 83.47%, and nervous rate from 36.99% to 20.27%. In the future we will continue to promote radiation protection education and held training courses about ionizing radiation and protection skill. To help hospital staff stay focused, away from medical errors.

Key words: QCC, ionizing radiation protection, cognitive rate, nervous rate

J Nucl Med Tech 2016;13:27-36

Received 2016/8/25

Corresponding author: Yu-Hung Chang

Institute of Nuclear Engineering and Science, National Tsing Hua University, Hsinchu Technologists

Address: No. 690, Sec. 2, Guangfu Rd, East Dist, Hsinchu City, Taiwan (R.O.C.) 0938-134-843

Phone: (886) 3-611-9595 ext. 2299 Fax: (886) 3-611-5934 E-mail: 3053@mmh.org.tw

CT 疊代式影像重建法對 PET/CT 影像的影響：假體實驗

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

研究目的：近年來 CT 輻射劑量受到廣泛的重視。本實驗目的在於利用 CT 假體比較 SAFIRE 疊代式影像重建法與 FBP 重建法在 PET 影像衰減修正與 CT 影像品質的影響。

材料方法：將 DESC HELIOS QA 假體注射 FDG 後進行單一床段 PET/CT 掃描。CT 分別以不同管電流 (140, 120, 100, 80, 60, 40, 20 mAs) 掃描，FBP 和 SAFIRE 重建法組像。PET 影像利用不同掃描與組像條件的 CT 影像進行衰減修正。紀錄 PET 影像的 SUV 值，CT 影像解析度、對比度、低對比度偵測性、雜訊測試、影像重建運算時間測試。

結果：在不同管電流掃描下，FBP 與 SAFIRE 重建法對於 PET 影像的衰減修正沒有影響，CT 影像空間解析度、對比度、不同材質 CT 數值測試無明顯差異。低對比度偵測性、雜訊測試，SAFIRE 重建 CT 影像明顯優於 FBP 影像。SAFIRE 重建法只需 60~30% 的 CT 輻射劑量及可達到與 100% CT 輻射劑量下 FBP 影像相同的影像品質。SAFIRE 重建法單一床段 112 張影像運算時間約 39 秒，FBP 約 10 秒，運算時間較長但在 PET/CT 掃描中仍可接受。

結論：PET/CT 全身掃描較一般 CT 檢查掃描範圍長，SAFIRE 影像重建法能在低劑量條件下，不影響 PET 衰減修正並獲得比 FBP 較好的 CT 影像品質，可幫助將低 PET/CT 受檢者減少 CT 輻射劑量。雖然影像重建時間較長但可接受。

關鍵詞：PET/CT、CT、影像重建、疊代式影像重建

核醫技學誌 2016;13:37-45

電腦斷層檢查 (Computed Tomography, CT) 的廣泛應用，電腦斷層輻射劑量問題成為臨床改進的重點。近年來許多降低電腦斷層輻射劑量的方法被提出，例如：減少 X 光球管的輸出，依照病人身材調整管電流或是調控管電壓峰值等、另外也有以影像重建方式降低輻射劑量的方案被提出。電腦斷層 CT 影像自 1970 年代中葉發展至今，主要藉由不同投影角度的 X 光投影資料以反投影 (Back Projection) 的方式重建出斷面影像。濾波反投影式組像法 (Filtered back projection, FBP) 為現今主要的 CT 廣泛使用的組像方式。近日有許多研究提出採用疊代式影像重建法 (Iterative Reconstruction, IR) 例如：IRIS, iDose 4, AsiR, Veo 等影像重建法，可比 FBP 影像重建法大為減少影像雜訊並降低 CT 輻射劑量 [1-6]。Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) 影像重建法為一種基於原始 Sinogram 資料的疊代影像重建法，使用雜訊模型 (noise modeling) 技術達到降低雜訊與維持影像品質。

傳統上疊代重建法將初始假設影像 (initial guess image)，前投影 (forward projection) 至原始投影資料域 (raw data domain or projection domain) 的狀態與儀器掃描獲得的投影資料 (projection data) 相互比較，計算出修正矩陣然後針對原始假設影像中每個相對的像素進行更新修正，更新後的影像再次前投影與進行比較，如此不斷進行前投影、比較、修正、更新的迴圈直到影像收斂。SAFIRE 影像重建法同時採用投影資料和影像域 (image domain) 的兩個疊代迴圈。首先是基於原始投影資料域的修正迴圈，在前投影步驟中考慮掃描儀的相對幾何關係進行投影，並與原始投影資料比較計算修正，此步驟主要降低影像假影，例如錐形射束假影。每次疊代會施加一次雜訊模型降噪 (model-based noise reduction)。另一個

受理日期：105 年 10 月 4 日

聯絡人姓名：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) 28332211 轉 9898 電子信箱：T005629@ms.skh.org.tw

修正迴圈主要是在影像域 (image domain) 進行，利用已知影像雜訊模型進行降噪。影像域疊代運算耗時較少，原始投影資料域與影像域的疊代迴圈運算耗時較長但對於降低影像假影效果較好，SAFIRE 藉由動態切換兩個疊代迴圈來取得影像品質與影像重建時間的良好平衡。

在正子電腦斷層造影 (PET/CT) 中電腦斷層影像主要是提供解剖位置與衰減修正的資訊。一般全身 PET/CT 掃描範圍約從頭部至鼠蹊部，掃描範圍大，CT 輻射劑量影響可觀。若能在不影響 CT 品質及 PET 影像衰減修正的情況下降低 CT 掃描條件，將可明顯減少受檢者的輻射劑量。本實驗主要以注射氟-18 去氧葡萄糖 (^{18}F -Fluorodeoxyglucose, FDG) 的 CT 假體進行不同 CT 掃描條件下的 PET/CT 掃描，並評估降低 CT 掃描條件下疊代式影像重建法重組的 CT 影像品質及對於 PET 影像的影響。

材料與方法

實驗使用 DESC HELIOS QA 假體 (General Electric Company, model 2206352) 共分三段 (Fig. 1)，外部直徑

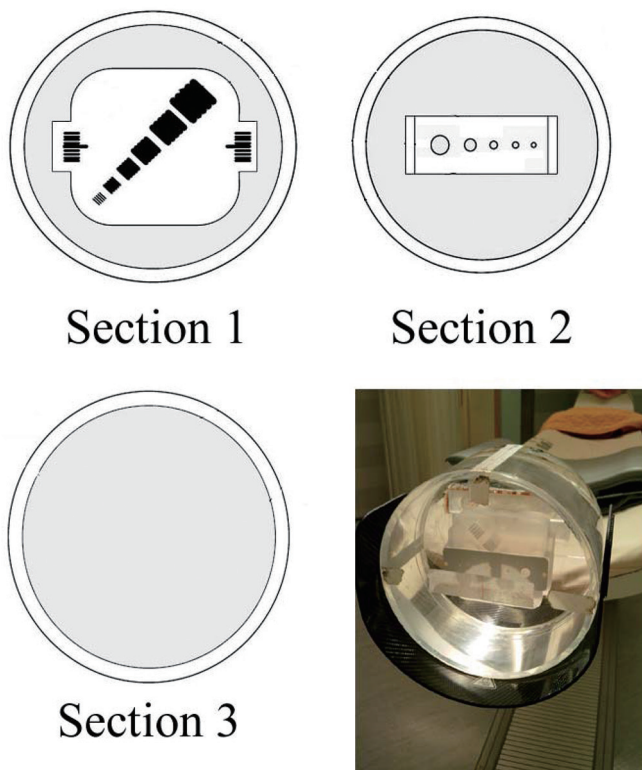


Figure 1. DESC HELIOS QA Phantom (General Electric Company, model 2206352)

215 mm，高 140 mm，重 4.5 kg，內裝純水。假體注射 FDG 1mCi 搖勻靜置一小時後，置於 SIEMENS Bograph mCT PET/CT 掃描儀，掃描儀中心進行單一床段 PET/CT 掃描。DESC HELIOS QA 假體可分為三個主要段落，第一段內裝有 6 組解析度測試切割凹槽的有機玻璃 (plexiglass)，解析度測試切割凹槽尺寸非別為：1.6 mm, 1.3 mm, 1.0 mm, 0.8 mm, 0.6 mm, 0.5 mm 每組圖樣 (pattern) 各有 5 個短棒狀切割凹槽。假體第二段設有一片 0.75 mm 厚的聚苯乙烯膜 (polystyrene membrane)，膜上有直徑 10.0 mm, 7.5 mm, 5.0 mm, 3.0 mm, 1.5 mm 的圓孔。第三段為圓形空桶。

CT 掃描條件：切面厚度 2 mm，切面間隔 2 mm 共 112 張，旋轉速度 0.5 sec/ rotation，管電壓 120 kV，Pitch 0.8。分別以管電流 Effective mAs (Effective mAs = tube current $\times$ rotation time/pitch) 140、120、100、80、60、40、20 mAs 進行掃描。個別不同管電流掃描資料以 FBP 與 Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) 影像重建法組像，SAFIRE filter Strength：1 至 5，影像 512 $\times$ 512，FOV 25 cm。PET 掃描條件，射出掃描時間 emission time 10 min，ultraHD-PET 組像 (TrueX + TOF)，2 Iterations/21 subsets，影像矩陣 200 $\times$ 200，ZOOM 3，Gaussian filter 2 mm，分別以不同 mAs 條件掃描組像的 CT 影像進行衰減修正。

PET 影像測試：

於 DESC HELIOS QA 假體的第一、二與第三段分別圈選 FDG 水溶液部分的興趣區 (region of interest, ROI)，測量標準攝取值 (Standard uptake value, SUV) 紀錄平均值與標準差。

CT 影像測試：

由於注射 FDG 後水溶液 Hounsfield unit (HU) 變動，各組 CT 影像測量數值以 120 kV 140 mAs 掃描 FBP 組像為基準加以比較。

對比度測試 Contrast test：假體第一切段影像中分別在有機玻璃及水溶液中圈選 3 cm 大小 ROI，測量 ROI_{plexiglass} 與 ROI_{water} 的平均 HU 值，並計算 ROI_{plexiglass}-ROI_{water}。

解析度測試：檢視假體第一切段的 6 組切割凹槽影像，檢視各組圖樣是否可分辨 5 個短棒。

低對比偵測性 Low contrast detectability 測試，檢視假體第二切段的聚苯乙烯膜影像，觀察各大小孔洞是否可見。在 10.0 mm 開孔處與聚苯乙烯膜分別圈選等大小 ROI 測量 ROI_{10mm_water} 與 $ROI_{polystyrene}$ 的平均 HU 值，並計算 $ROI_{polystyrene} - ROI_{10mm_water}$ 。

雜訊測試：在假體第三切段的 CT 影像水溶液中心部分圈選 10 cm 直徑的 ROI 紀錄標準差以代表雜訊程度。

影像重建時間測試：依照系統 log 記錄檔案記錄時間計算不同組像條件下的影像重建時間。

結 果

PET 影像 SUV 測試結果分別如 Table 1 至 Table 3 表示。由測量結果發現在假體每個區段的 SUV 測量值與

使用何種組像的 CT 影像進行衰減修正並無相關。歹用 FBP 或是 SAFIRE 疊代重建法所得到的 CT 影像並不影響 PET/CT 中 PET 影像的 SUV 數值。

對比度測試結果，假體第一切段影像中有機玻璃 plexiglass 及水溶液的 CT 數值分別如 Table 4 與 Table 5，測量 $ROI_{plexiglass}$ 與 ROI_{water} 的平均 HU 值計算出 $ROI_{plexiglass} - ROI_{water}$ 結果如 Table 6。

解析度測試結果如 Figure 2。在管電流 Effective mAs: 80 mAs 以上各組影像皆能清晰分辨 1.6 mm, 1.3 mm, 1.0 mm 組的 5 個短棒狀切割凹槽圖樣。在管電流 Effective mAs: 60 mAs 以下各組影像皆能清晰分辨 1.6 mm, 1.3 mm 組的 5 個短棒狀切割凹槽圖樣，1.0 mm 組的 5 個短棒狀切割凹槽圖樣在 FBP 或 SAFIRE 重建的

Table 1. SUV test in DESC HELIOS QA Phantom section 1.

Effective mAs	CT image set for Attenuation Correction					
	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	1.2162±0.0623	1.2161±0.0623	1.2161±0.0623	1.2159±0.0622	1.2159±0.0622	1.2158±0.0622
120	1.2167±0.0620	1.2165±0.0620	1.2163±0.0620	1.2162±0.0620	1.2160±0.0620	1.2158±0.0620
100	1.2162±0.0618	1.2160±0.0618	1.2159±0.0618	1.2159±0.0618	1.2158±0.0619	1.2157±0.0619
80	1.2165±0.0622	1.2163±0.0622	1.2162±0.0622	1.2161±0.0621	1.2160±0.0621	1.2158±0.0621
60	1.2171±0.0616	1.2168±0.0616	1.2167±0.0616	1.2165±0.0616	1.2164±0.0616	1.2162±0.0617
40	1.2177±0.0623	1.2176±0.0623	1.2176±0.0622	1.2174±0.0623	1.2173±0.0623	1.2171±0.0623
20	1.2188±0.0618	1.2185±0.0618	1.2182±0.0618	1.2179±0.0618	1.2175±0.0618	1.2172±0.0618

Table 2. SUV test in DESC HELIOS QA Phantom section 2.

Effective mAs	CT image set for Attenuation Correction					
	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	1.2310±0.0448	1.2308±0.0448	1.2308±0.0449	1.2307±0.0449	1.2306±0.0449	1.2305±0.0450
120	1.2295±0.0448	1.2294±0.0448	1.2293±0.0448	1.2291±0.0448	1.2291±0.0449	1.2291±0.0449
100	1.2306±0.0451	1.2305±0.0450	1.2304±0.0450	1.2302±0.0450	1.2300±0.0450	1.2299±0.0450
80	1.2296±0.0446	1.2294±0.0446	1.2293±0.0446	1.2291±0.0446	1.2290±0.0446	1.2288±0.0447
60	1.2309±0.0441	1.2307±0.0442	1.2305±0.0441	1.2304±0.0442	1.2302±0.0443	1.2300±0.0444
40	1.2304±0.0446	1.2303±0.0446	1.2301±0.0447	1.2299±0.0447	1.2298±0.0448	1.2297±0.0448
20	1.2339±0.0453	1.2336±0.0452	1.2333±0.0452	1.2330±0.0452	1.2327±0.0452	1.2324±0.0452

Table 3. SUV test in DESC HELIOS QA Phantom section 3.

CT image set for Attenuation Correction						
Effective mAs	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	1.2199±0.0586	1.2197±0.0586	1.2197±0.0585	1.2197±0.0585	1.2196±0.0585	1.2197±0.0585
120	1.2196±0.0593	1.2195±0.0592	1.2194±0.0592	1.2192±0.0591	1.2193±0.0591	1.2192±0.0590
100	1.2199±0.0587	1.2199±0.0588	1.2198±0.0588	1.2198±0.0589	1.2198±0.0588	1.2197±0.0588
80	1.2199±0.0593	1.2197±0.0593	1.2195±0.0593	1.2194±0.0593	1.2192±0.0592	1.2192±0.0592
60	1.2206±0.0589	1.2206±0.0589	1.2205±0.0589	1.2203±0.0589	1.2203±0.0590	1.2202±0.0590
40	1.2211±0.0590	1.2210±0.0589	1.2208±0.0589	1.2206±0.0587	1.2204±0.0587	1.2202±0.0587
20	1.2206±0.0581	1.2206±0.0581	1.2207±0.0582	1.2209±0.0584	1.2209±0.0583	1.2211±0.0585

Table 4. CT Number of ROI_{plexiglass} in DESC HELIOS QA Phantom section 1.

CT Number of ROI _{plexiglass} (HU)						
Effective mAs	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	133.78±11.63	133.80±10.44	133.80±9.23	133.80±8.06	133.81±6.96	133.83±5.78
120	134.32±12.78	134.24±11.49	134.17±10.19	134.08±8.88	133.99±7.65	133.94±6.41
100	134.58±14.33	134.48±12.92	134.42±11.52	134.34±10.11	134.27±8.79	134.20±7.44
80	133.98±16.32	133.99±14.70	133.94±13.06	133.91±11.44	133.88±9.93	133.88±8.41
60	133.71±18.77	133.68±16.98	133.65±15.19	133.60±13.41	133.61±11.75	133.61±10.05
40	133.45±21.91	133.47±19.78	133.44±17.72	133.47±15.65	133.47±13.68	133.45±11.70
20	134.60±30.93	134.58±27.95	134.57±24.99	134.55±22.08	134.53±19.30	134.53±16.57

Table 5. CT Number of ROI_{water} in DESC HELIOS QA Phantom section 1.

CT Number of ROI _{water} (HU)						
Effective mAs	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	1.19±9.64	1.16±8.65	1.13±7.64	1.10±6.61	1.11±5.68	1.06±4.69
120	1.74±10.45	1.67±9.37	1.58±8.30	1.50±7.23	1.38±6.23	1.30±5.18
100	1.06±11.76	1.01±10.51	0.94±9.29	0.89±8.04	0.80±6.86	0.75±5.67
80	1.43±13.33	1.34±11.97	1.30±10.62	1.25±9.25	1.18±7.97	1.15±6.69
60	0.80±14.02	0.79±12.62	0.77±11.15	0.75±9.73	0.72±8.38	0.71±6.98
40	1.17±18.21	1.21±16.33	1.23±14.48	1.22±12.63	1.22±10.89	1.29±9.12
20	1.63±26.53	1.57±23.94	1.50±21.42	1.41±18.90	1.26±16.51	1.11±14.10

Table 6. Contrast test. CT Number of ROI_{plexiglass}-ROI_{water} in DESC HELIOS QA Phantom section 1

Effective mAs	ROI _{plexiglass} -ROI _{water} (HU)					
	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	132.59±15.11	132.64±13.55	132.67±11.98	132.69±10.42	132.70±8.98	132.77±7.44
120	132.58±16.51	132.57±14.82	132.59±13.14	132.58±11.45	132.61±9.87	132.63±8.24
100	133.52±18.54	133.47±16.65	133.48±14.80	133.46±12.92	133.46±11.15	133.46±9.36
80	132.55±21.07	132.64±18.95	132.64±16.84	132.67±14.71	132.70±12.73	132.73±10.74
60	132.91±23.43	132.88±21.15	132.87±18.84	132.85±16.56	132.89±14.44	132.90±12.24
40	132.29±28.48	132.26±25.65	132.21±22.88	132.25±20.11	132.25±17.48	132.15±14.83
20	132.97±40.75	133.01±36.80	133.07±32.91	133.14±29.07	133.28±25.40	133.42±21.76

CT 影像中隱約能分辨。

低對比偵測性 Low contrast detectability 測試結果如 Figure 3，聚苯乙烯 ROI_{polystyrene} 的 CT 數值如 Table 7，同樣第一切段 10 mm 孔中的水溶液 CT 數值 ROI_{10mm_water}

如 Table 8，ROI_{polystyrene}-ROI_{10mm_water} 數值如 Table 9。在 Figure 3 中可發現隨著 mAs 降低，FBP 影像雜訊明顯增加，膜上直徑 10.0 mm, 7.5 mm, 5.0 mm, 3.0 mm 逐漸模糊無法分辨，相同 mAs 條件下 SAFIRE 組像較能清楚分辨。

雜訊測試結果如 Table 10，以 140 mAs 條件下 FBP 影像為標準，SAFIRE filter Strength 3 達到相同雜訊程度只需 80 mAs，若 SAFIRE filter Strength 5 可低於 60 mAs。

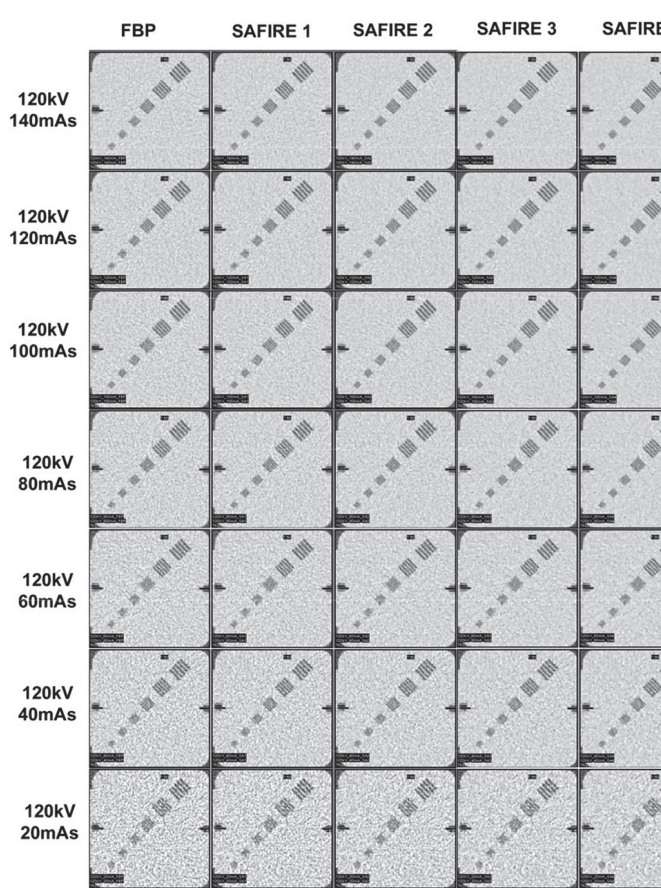


Figure 2. Resolution test

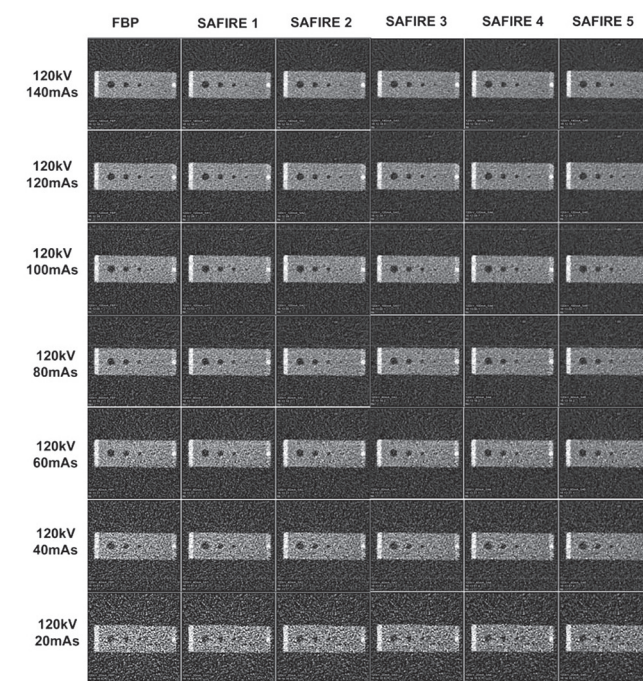


Figure 3. Low contrast detectability test

Table 7. CT Number of ROI_{polystyrene} in DESC HELIOS QA Phantom section 2.

CT Number of ROI _{polystyrene} (HU)						
Effective mAs	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	32.18 ± 12.39	31.16 ± 11.51	30.13 ± 10.80	29.15 ± 9.94	28.09 ± 9.18	27.12 ± 8.45
120	33.90 ± 12.05	32.76 ± 11.15	31.76 ± 10.28	30.71 ± 9.39	29.65 ± 8.67	28.51 ± 7.91
100	32.57 ± 13.31	31.55 ± 12.43	30.46 ± 11.51	29.59 ± 10.62	28.55 ± 9.78	27.59 ± 8.95
80	33.42 ± 15.36	32.37 ± 14.14	31.21 ± 13.01	30.17 ± 11.91	29.04 ± 10.75	28.01 ± 9.67
60	34.24 ± 17.84	33.11 ± 16.54	31.90 ± 15.29	30.69 ± 14.11	29.42 ± 13.01	28.22 ± 11.79
40	36.38 ± 20.95	34.98 ± 19.29	33.53 ± 17.70	32.07 ± 16.06	30.63 ± 14.63	29.23 ± 13.12
20	32.96 ± 28.38	31.63 ± 25.79	30.39 ± 23.20	29.07 ± 20.69	27.75 ± 18.26	26.41 ± 15.75

Table 8. CT Number of ROI_{10mm_water} in DESC HELIOS QA Phantom section 2.

CT Number of ROI _{10mm_water} (HU)						
Effective mAs	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	2.53 ± 12.24	2.56 ± 11.09	2.64 ± 9.95	2.70 ± 8.90	2.70 ± 7.82	2.64 ± 6.77
120	2.08 ± 13.85	2.13 ± 12.61	2.24 ± 11.42	2.39 ± 10.15	2.47 ± 9.05	2.58 ± 7.96
100	1.67 ± 13.33	1.67 ± 12.06	1.53 ± 10.68	1.57 ± 9.43	1.53 ± 8.28	1.42 ± 7.08
80	2.34 ± 15.74	2.42 ± 14.25	2.51 ± 12.78	2.66 ± 11.28	2.69 ± 9.83	2.84 ± 8.38
60	2.02 ± 19.05	2.01 ± 17.52	1.99 ± 16.04	2.05 ± 14.54	1.98 ± 13.18	1.98 ± 11.87
40	4.27 ± 22.59	4.26 ± 20.52	4.24 ± 18.57	4.21 ± 16.62	4.08 ± 14.84	4.17 ± 13.02
20	6.48 ± 32.14	6.28 ± 29.53	6.03 ± 26.93	5.77 ± 24.54	5.47 ± 22.17	5.17 ± 19.93

Table 9. CT Number of ROI_{polystyrene}-ROI_{10mm_wate} in DESC HELIOS QA Phantom section 2.

CT Number of ROI _{polystyrene} -ROI _{10mm_wate} (HU)						
Effective mAs	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	29.65 ± 17.42	28.60 ± 15.98	27.49 ± 14.69	26.46 ± 13.34	25.39 ± 12.06	24.49 ± 10.83
120	31.82 ± 18.36	30.62 ± 16.83	29.51 ± 15.37	28.32 ± 13.83	27.17 ± 12.53	25.92 ± 11.22
100	30.90 ± 18.83	29.88 ± 17.33	28.93 ± 15.70	28.02 ± 14.20	27.01 ± 12.81	26.18 ± 11.42
80	31.08 ± 21.99	29.95 ± 20.07	28.70 ± 18.24	27.51 ± 16.41	26.34 ± 14.56	25.18 ± 12.79
60	32.22 ± 26.10	31.10 ± 24.09	29.91 ± 22.16	28.64 ± 20.26	27.43 ± 18.52	26.24 ± 16.73
40	32.11 ± 30.82	30.72 ± 28.17	29.29 ± 25.66	27.86 ± 23.11	26.55 ± 20.84	25.06 ± 18.48
20	26.48 ± 42.88	25.34 ± 39.21	24.35 ± 35.54	23.29 ± 32.10	22.28 ± 28.72	21.24 ± 25.40

Table 10. Standard Deviation of ROI_{10mm_water} in DESC HELIOS QA Phantom section 3.

Effective mAs	Standard Deviation of ROI _{10cm_water} (HU)					
	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	10.64	9.55	8.46	7.36	6.34	5.27
120	11.50	10.32	9.15	7.96	6.86	5.72
100	12.56	11.28	10.01	8.74	7.55	6.33
80	14.35	12.91	11.49	10.05	8.71	7.34
60	16.70	15.06	13.45	11.84	10.33	8.80
40	20.42	18.43	16.48	14.52	12.69	10.84
20	28.82	26.11	23.44	20.80	18.29	15.81

組像時間測試結果如 Table 11，SAFIRE 影像重建法明顯比 FBP 影像重建法需要較長的運算時間，另外可看出 filter Strength 並不影響 SAFIRE 影像重建法的運算時間，不同 Effective mAs 條件下影像運算時間都極為接近。

討 論

依本次假體實驗結果，PET/CT 掃描採用 140 mAs 至 20 mAs 的條件配合 FBP 或 SAFIRE 影像重建法所得的 CT 影像對 PET 影像進行衰減修正，皆不影響 PET 影像的 SUV 定量資訊。由此結果，以最低 20 mAs 進行

CT 掃描即足以提供 PET/CT 掃描衰減修正的需求，進行 PET/CT 掃描時應在 CT 影像品質可接受的範圍內，盡量降低 CT 條件降低受檢者的輻射劑量。

針對 ROI_{plexiglass}、ROI_{water}、ROI_{polystyrene}、等單獨針對有機玻璃、水溶液、聚苯乙烯膜的 CT 數值偵測在不同 Effective mAs 掃描條件下，SAFIRE 重建法與 FBP 影像重建具有高度一致性。解析度測試部份 SAFIRE 重建法與 FBP 重建法未有明顯差異。而針對雜訊與均勻度測試中，SAFIRE 重建法可獲得明顯優於 FBP 重建法的影像，若以 SAFIRE filter Strength 3 只需 80 mAs 掃描條件即可

Table 11. Reconstruction Time for 112 slices

Effective mAs	Reconstruction Time for 112 slices (sec)					
	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	11	39	39	39	39	40
120	11	39	40	39	40	39
100	10	40	39	39	39	40
80	11	39	39	40	40	39
60	10	39	39	39	39	39
40	11	40	40	40	39	39
20	10	40	42	40	40	39
AVERAGE	10.57	39.43	39.71	39.43	39.43	39.29
SD	0.53	0.53	1.11	0.53	0.53	0.49

達到 140 mAs 掃描條件 FBP 影像相同的雜訊程度。聚苯乙烯膜、水溶液 CT 數值相差小，低對比度偵測性測試中 $ROI_{\text{polystyrene}} - ROI_{10\text{mm_water}}$ 結果皆於 21 至 33HU 之間，雖然 FBP 組像 $ROI_{\text{polystyrene}} - ROI_{10\text{mm_water}}$ 結果會大於 SAFIRE 影像中的結果，但是由於 FBP 影像中的雜訊較大，在 Figure 3 中可明顯看出因雜訊造成無法清楚分辨聚苯乙烯膜上 10.0 mm, 7.5 mm, 5.0 mm, 3.0 mm, 1.5 mm 的圓孔。以 $ROI_{\text{polystyrene}} - ROI_{10\text{mm_water}}$ 標準差代表雜訊嚴重程度，若以標準差小於 18 為清楚，標準差 18 至 25 之間為可分辨，標準差大於 25 為模糊無法分辨，則結果如 Table 12，SAFIRE 重建法明顯優於 FBP 重建法。

Table 12. Low contrast detectability test. (○ : Clear △ : Distinguishable × : Indistinguishable)

Low contrast detectability test						
Effective mAs	FBP	SA1	SA2	SA3	SA4	SA5
140	○	○	○	○	○	○
120	○	○	○	○	○	○
100	△	○	○	○	○	○
80	△	△	△	△	○	○
60	△	△	△	△	△	△
40	×	×	×	△	△	△
20	×	×	×	×	×	×

實驗條件 120 kV 140 mAs 至 20 mAs 的體積電腦斷層劑量指標 (Volume CT Dose Index, $CTDI_{\text{vol}}$) 分別是 10.19, 8.77, 7.31, 5.85, 4.39, 2.97 mGy 且 PET/CT 全身掃描範圍較一般局部電腦斷層檢查大。依本實驗測試結果，SAFIRE 影像重建法在較低的 CT 劑量條件下，依然可以保持良好的影像品質，降低雜訊並維持解析度及物體偵測能力。SAFIRE 比 FBP 重建法需要較長的運算時間，但其運算時間在 PET/CT 全身掃描中仍為可接受範圍。依雜訊測試與低對比偵測性測試結果採用 SAFIRE 組像法可在原本 CT 劑量的 60%~30% 的掃描條件下獲得同樣品質的影像。

結 論

在相同輻射劑量下與傳統 FBP 重建法比較，以 SAFIRE 重建法重組的 CT 影像有較佳的影像品質。反之藉由 SAFIRE 疊代重建法若在相同的影像品質下，可以將 X 光管球輸出降低，藉以降低受檢者所受的輻射劑量。SAFIRE 在 PET/CT 全身掃描中可幫助降低受檢者所受的 CT 輻射劑量。

參考文獻

1. Pontana, F, Pagniez J, et al., *Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): evaluation of image noise reduction in 32 patients*. European radiology, 2011. 21(3): p. 627-635.
2. Prakash, P, Kalra MK, et al., *Radiation dose reduction with chest computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction technique: initial experience*. Journal of computer assisted tomography, 2010. 34(1): p. 40-45.
3. Singh, S, Kalra MK, et al., *Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques*. Radiology, 2010. 257(2): p. 373-383.
4. von Falck, C, Bratanova V, et al., *Influence of sinogram affirmed iterative reconstruction of CT data on image noise characteristics and low-contrast detectability: an objective approach*. PLoS One, 2013. 8(2): p. e56875.
5. Nelson, RC, Feuerlein S, and Boll DT, *New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: how do they work, and what are the advantages and disadvantages?* Journal of Cardiovascular Computed Tomography, 2011. 5(5): p. 286-292.
6. Baumuehler, S, Winklehner A, et al., *Low-dose CT of the lung: potential value of iterative reconstructions*. European radiology, 2012. 22(12): p. 2597-2606.

The Impact of Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction of CT Image in PET/CT Scan: A Phantom Study

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

Background: Recent interest in iterative reconstruction techniques has skyrocketed due to increased focus on CT dose reduction over the past couple of years. The aim of this experiment is to compare the effect of SAFIRE iterative reconstruction with FBP reconstruction on the attenuation of PET images and the quality of CT images.

Methods: The DESC HELIOS QA phantom was injected with FDG to perform single bed PET / CT scan. CT scanning parameters were as routine PET/CT scan with various mAs (140, 120, 100, 80, 60, 40 and 20 mAs). CT Images were reconstructed with both FBP and multiple values of SAFIRE filter strengths. PET images take CT attenuation correction with each CT image set. PET image SUV values, CT image spatial resolution, contrast scale, low contrast detectability, image noise and image reconstruction time were objectively evaluated.

Results: FBP and SAFIRE had no effect on the attenuation of PET images under various tube current scanning. There were no significant difference in CT image spatial resolution, contrast ratio and CT number of different materials. SAFIRE reconstruction CT image is superior to FBP image in low contrast detectability and image noise test. SAFIRE reached at least the image quality of FBP at a relative dose of 30~60%. A single bed PET/CT scan has 112 CT images, SAFIRE reconstruction time is around 39 seconds and FBP is 10 seconds. The reconstruction time is longer than FBP but still acceptable in the PET / CT scan.

Conclusion: These results confirm that SAFIRE allows for image noise reduction with preserved CT image quality. SAFIRE image reconstruction didn't affect PET attenuation correction and obtain better CT image quality than FBP at low dose. The investigators reduced the CT radiation dose. Although the group looks like a longer time but is acceptable.

Key words: PET/CT, CT, SAFIRE, iterative reconstruction

J Nucl Med Tech 2016;13:37-45

Received 2016/10/4
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) 28332211 ext. 9898 E-mail: T005629@ms.skh.org.tw

多巴胺轉運體影像在帕金森氏症之臨床不一致現象

樊裕明^{1,6} 林俊杰⁷ 陳紹原^{4,5,6} 林仁政⁸ 袁耀南^{1,6} 王文奇^{2,3,6}

¹ 天主教耕莘醫療財團法人耕莘醫院 核子醫學科

天主教耕莘醫療財團法人耕莘醫院 ² 神經醫學中心 ³ 醫療品質管理中心

天主教耕莘醫療財團法人耕莘醫院 ⁴ 高壓氧醫學科 ⁵ 神經內科

⁶ 天主教輔仁大學醫學院 醫學系

⁷ 國防醫學院三軍總醫院 神經科部

⁸ 國防醫學院 醫學科學研究所

中文摘要

前言：帕金森氏症症狀具不對稱特徵，患者在發病時會出現不對稱動作障礙症狀。臨床常使用 ^{99m}Tc TRODAT-1 單光子電腦斷層造影診斷帕金森氏症，帕金森氏症患者基底核影像會出現對應臨床症狀之單側較嚴重受損，然而，有少數患者出現臨床單側症狀與影像結果不一致現象 (discordant)，因此本研究利用 ^{99m}Tc TRODAT-1 進一步探討出現 discordant 現象之帕金森氏症患者與原發性帕金森氏症其大腦多巴胺轉運體影像的差異。

材料與方法：本研究針對七位出現 discordant 現象之帕金森氏症患者與八位原發性帕金森氏症患者進行研究；帕金森氏症患者符合國際疾病分類 (ICD-9) 所頒訂的帕金森氏症診斷標準，並使用 Hoehn 和 Yahr 分類表評估患者嚴重程度。透過半定量分析輔以統計 T 檢定分析不同疾病患者多巴胺轉運體影像是否具差異性。

結果：兩組帕金森氏症患者其 ^{99m}Tc TRODAT-1 影像半定量結果並無差異；但在紋狀體不對稱指數發現，出現 discordant 之帕金森氏症患者其殼核、尾核與基底核對稱性明顯高於原發性帕金森氏症患者。

結論：由本項實驗結果可知，出現 discordant 之帕金森氏症患者核子醫學 ^{99m}Tc TRODAT-1 影像特徵與典型之帕金森氏症不同，未來需針對臨床 discordant 現象進行更

深入的研究。

關鍵詞：^{99m}Tc TRODAT-1 核子醫學造影、帕金森氏症、臨床 discordant 現象

核醫技學誌 2016;13:47-52

前言

帕金森氏症 (Parkinson's disease) 為常見之神經退化性疾病，於 1817 年由詹姆斯帕金森發表文獻，描述多位老人具有動作緩慢、僵直、無力、四肢震顫等症狀，而動作緩慢、僵直、肢體震顫為帕金森氏症典型症狀 [1]；直至今日，由於人類壽命增加、環境與遺傳等因素交互作用下，帕金森氏症已成為主要神經退化疾病。研究調查 1976-2005 年的帕金森氏症發生率，發現發生率有日益升高現象 [2]；帕金森氏症盛行率在 41-49 歲開始增加 [3]，台灣的顯示盛行率約為 130.1/100,000，發生率約為 10.4/100,000 [4]。

帕金森氏症病理機轉主要為大腦黑質病變，造成多巴胺神經元死亡，投射至基底核的多巴胺減少，造成控制動作的腦區功能失調，並進一步影響大腦功能。由於影像學技術的發展，帕金森氏症的診斷除臨床症狀外，正子以及單光子電腦斷層造影已成為主要診斷工具，依照其示蹤劑的不同，有評估多巴胺轉運體的 ^{99m}Tc TRODAT-1 [5, 6]、多巴胺 D2 受體的 ¹²³I IBZM [7] 以及評估多巴胺神經完整性的 ¹⁸F FDOPA [8-10]；台灣目前多數使用 ^{99m}Tc TRODAT-1 作為診斷帕金森氏症的主要示蹤

受理日期：105 年 11 月 15 日

通訊作者：王文奇醫師

單位：天主教耕莘醫療財團法人耕莘醫院神經醫學中心

天主教輔仁大學醫學院醫學系

地址：新北市 23148 新店區中正路 362 號

新北市 24205 新莊區中正路 510 號

電話：(886) 2-22193391 轉 66672 電子信箱：vwneur@yahoo.com.tw

劑。然而，無論使用何種示蹤劑，皆可發現帕金森氏症患者其基底核影像呈現出不對稱特徵。許多研究針對帕金森氏症症狀不對稱特徵進行研究，包括遺傳、環境、結構與神經化學等因子；遺傳研究並未發現 α -synuclein、DJ-1、PINK 等與帕金森氏症相關之基因誘發的帕金森氏症與沒有基因突變患者其單側症狀具差異 [11-13]，進一步的針對家族性帕金森氏症患者進行家族遺傳研究也並未發現患者具有特定側症狀（全部是左側症狀或全部是右側症狀）[14]；研究指出，黑質部位的神經元出現 50-70% 受損時 [15]，患者才會出現動作障礙症狀，而黑質左右邊細胞數目於正常人就具高變異性，左右平均有高達 30% 的細胞數目差異 [16]。研究者提出左右腦血腦屏障 (BBB) 強度可能是帕金森氏症單側症狀的發生原因 [17, 18]，當大腦局部 BBB 出現異常時，環境毒素容易從該處進入腦內，進而造成單側黑質神經元死亡；阻斷 D2 受體的抗精神病藥物有時會造成帕金森氏症症狀出現，理論上藥物的作用不會引起單側症狀，然而臨床上然有 50% 因抗精神病藥物引起帕金森氏症症狀的患者，仍具有單側發病特徵 [19]。縱觀眾多針對帕金森氏症單側症狀研究，目前的研究結果並無法明確指出帕金森氏症單側症狀病理機轉主因。

臨床發現，使用 ^{99m}Tc TRODAT-1 單光子電腦斷層造影時，出現少數帕金森氏症患者單側症狀與影像結果不一致，意即發生於左（右）側症狀影像學呈現左（右）側基底核受損較嚴重而無法解釋的現象 (discordant)。針對此一現象，我們進行回溯性資料分析，收集 2011-2013 年的 ^{99m}Tc TRODAT-1 影像資料進行分析；嘗試探討帕金森氏症單側症狀與影像關聯性。

材料與方法

受試者選擇

研究對象為七名出現動作緩慢、靜止震顫等符合帕金森氏症診斷患者（三男四女，平均年齡為 65.6 歲），排除藥物及其他大腦疾病影響（多發性神經系統萎縮症、進行性核上神經麻痺症、阿茲海默症、威爾森氏病、廣泛路易小體疾病、一氧化碳中毒、水腦症及腦炎）， ^{99m}Tc TRODAT-1 單光子電腦斷層造影呈現異常側與臨床主要症狀表現患側無法吻合；另有八位確診為原發性帕金森氏症患者之對照組（三男五女，平均年齡為 69.3 歲）。所有患者均接受 ^{99m}Tc TRODAT-1 單光子電腦斷層

造影。

造影步驟及影像收集

1. 造影設備

使用雙頭單光子斷層合併高解析度扇形準直儀 [Siemens E.CAM Patient Handling System (PHS) Field of View (FOV)] 伽瑪攝影機收集影像，此系統晶體為 1.6 cm 厚和空間解析度為 11.2 mm（於準直儀表面 10 cm 時之最大寬度的一半下測得）。

2. 影像收集

靜脈注射 ^{99m}Tc TRODAT-1，劑量為 20-25 mCi；經 165 分鐘後進行造影，影像收集時間為 40 分鐘，並經衰減校正獲得影像。收集影像之能階能窗為 140 KeV $\pm$ 10%，矩陣大小為 128 x 128，影像收集計數為每一張影像收集 30 秒，角度間隔為 3 度，進行 360 度掃描，切面厚度為 0.27 mm。使用 ICON alias 分析程式進行影像處理，設定腦部預重組的範圍，調整位置於中心與角度歸正的垂直選擇，進行橫向切面的重組，放大比率為 1.6，並選取半徑：60-66（視頭圍大小而定）。進一步使用 Filtered BackProjection 重組影像，校正扇形準直儀，利用 Butterworth 濾波器處理影像，設定衰減係數為 (cutoff: 0.45, order: 4) 進行反投射影像重組以及衰減校正計算，利用橫向切面影像資料，重組矢狀切面影像資料和冠狀切面影像資料。

資料分析

在定性方面，我們採 ^{99m}Tc TRODAT-1 帕金森氏症影像視覺分類標準，依患者嚴重程度分為正常以及第一至五階段異常之標準，在定量方面，我們採用 ROI 圈畫分析，此分法是利用圈畫殼核、尾核以及基底核作為目標區域，圈畫枕葉作為背景區，再利用特異結合率公式（目標區 - 背景區）/ 背景區求出半定量數值。我們進一步利用 ROI 數值計算殼核、尾核與基底核不對稱指數 (asymmetry index)，不對稱指數公式為 $[(Y-Z)/(Y+Z)] \times 2 \times 100$ ，其中的 Y 與 Z 代表不同側的殼核、尾核及基底核 [20, 21]；並進一步使用 Student's t-test 進行統計檢定。

結果

對照組與 discordant 組患者在性別、年齡、症狀左右側、症狀嚴重度（HYS 標準判定）沒有統計顯著差異

(表一)。 ^{99m}Tc TRODAT-1 影像 ROI 分析結果發現，discordant 組患者 ROI 分析平均數值為右邊殼核、尾核、基底核分別為 0.524、0.313 與 0.634；左邊殼核、尾核、基底核分別為 0.54、0.308 與 0.619，而對照組患者 ROI 分析平均數值為右邊殼核、尾核、基底核分別為 0.502、0.28 與 0.627；左邊殼核、尾核、基底核分別為 0.533、0.295 與 0.6，兩組患者無論是在左右側之殼核、尾核及整個基底核，皆無統計顯著意義(表二)。在臨床醫師判讀嚴重程度上亦無明顯差異。

而計算影像不對稱性發現，原發性帕金森氏症對照組患者殼核不對稱性為 21.4%、尾核為 13.7%、基底核為 9.5%；discordant 組患者殼核不對稱性僅 6.1%、尾核不對稱性僅 7.1%、基底核不對稱性僅 7.7%；統計發現，兩組於殼核不對稱性呈現顯著差異($t = 2.279$, $p < 0.05$)。

Table 1. Demographic characteristics

	Parkinson's disease	Discordant patients
No.	8	7
Age	69.38±2.89	65.57±3.34
Gander	3M/5F	3M/4F
Modified HYS	1.56±0.62	1.64±0.56

Abbreviations: HYS: Modified Hoehn and Yahr Scale.

研究發現，discordant 組患者 ^{99m}Tc TRODAT-1 影像對稱性明顯高於原發性帕金森氏症患者(表二)。

討論

根據本研究發現，discordant 組患者相較於原發性帕金森氏症患者，在不對稱性指數呈現顯著差異，具 discordant 現象之帕金森氏症患者在 ^{99m}Tc TRODAT-1 影像上無論是在殼核、尾核及整個基底核，對稱性較佳。在影像學上，基底核對稱性不佳為帕金森氏症患者主要特徵，因此須進一步探討具 discordant 現象之帕金森氏症患者相關的病理機轉；由於許多藥物，如抗憂鬱劑、抗精神病藥物及降壓劑等會導致類似帕金森氏症症狀發生，而本研究於臨床上已排除藥物造成的帕金森氏症症狀，且藥物造成的症狀多為雙側，與本研究患者僅一側不符。雖然原發性震顫也可能造成影像上紋狀體受損狀態，但原發性震顫臨床上可發現大腦多重部位的異常，明顯不同於帕金森氏症，而本研究臨床已排除原發性震顫的可能性。

研究指出，突觸前多巴胺轉運體影像可早期偵測帕金森氏症，由於紋狀體受損可能發生多巴胺轉運體代償作用[22]，干擾診斷準確度，對照本研究發現具 discordant 現象的帕金森氏症患者，其症狀嚴重程度介於輕度的 1-2 級，因此影像受多巴胺轉運體代償可能性大

Table 2. Dopamine Transporter (DAT) binding potentials (BP) in the basal ganglion, caudate and putamen of the discordant patients of Parkinson's disease and idiopathic Parkinson's disease submitted to brain SPECT with ^{99m}Tc TRODAT-1

Brain region	idiopathic Parkinson's disease (n = 8)	Discordant patients (n = 7) Mean ± SD	p value
Rt. caudate	0.28±0.029	0.313±0.044	0.526
Lt. caudate	0.295±0.035	0.308±0.035	0.796
Rt. putamen	0.502±0.043	0.524±0.044	0.727
Lt. putamen	0.533±0.045	0.54±0.038	0.915
Rt. basal ganglion	0.627±0.04	0.634±0.042	0.898
Lt. basal ganglion	0.6±0.055	0.619±0.05	0.805
AI. caudate	13.70%	7.10%	0.0119
AI. putamen	21.40%	6.10%	0.04*
AI. basal ganglion	9.50%	7.70%	0.698

Rt.: right, Lt.: left, AI: asymmetry index.

*Two-tailed unpaired t test.

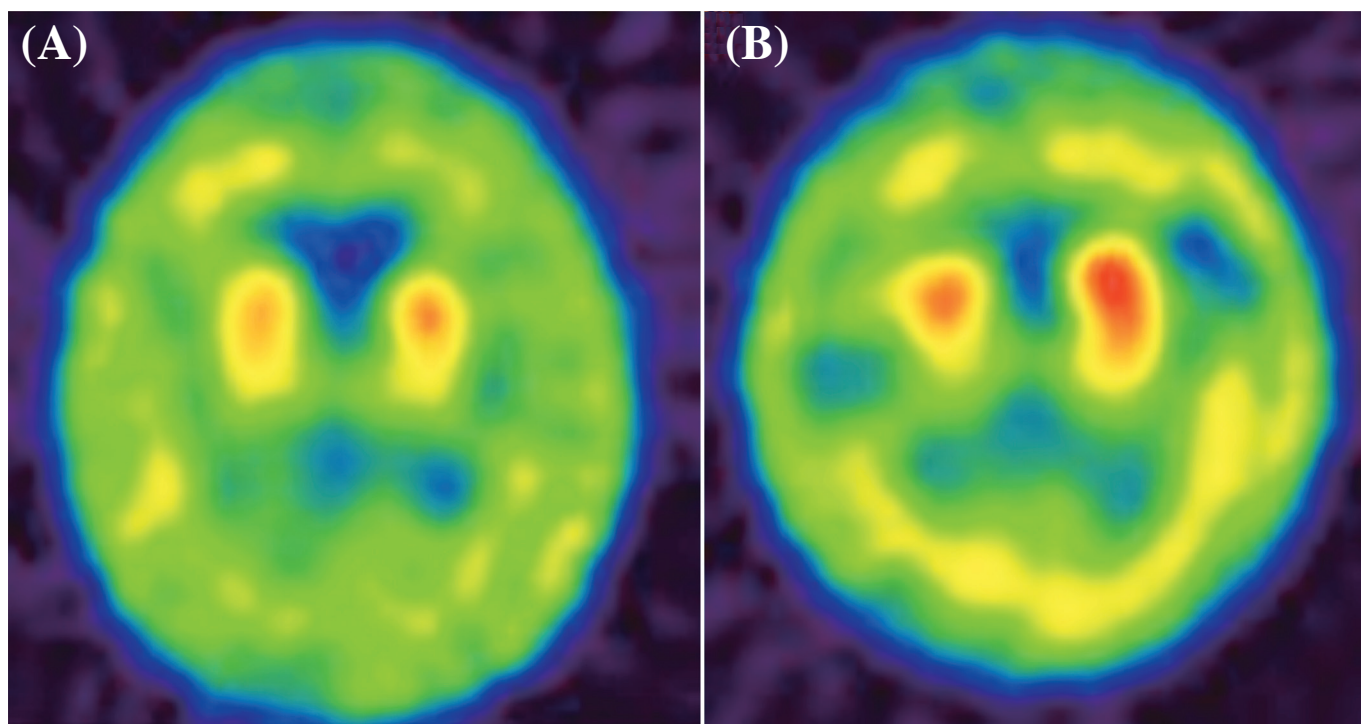


Figure 1. Comparison the density of dopamine transporter in the clinical discordant patients of Parkinson's disease (A) and idiopathic Parkinson's disease (B).

增；此外，帕金森氏症運動障礙等症狀發生時，紋狀體多巴胺神經元已受損達 50% 以上 [15]，且個人左右紋狀體變異大 [16]，由於無從得知患者病前紋狀體影像，因此無法釐清 discordant 患者是否因先天紋狀體左右變異性而形成 discordant 現象。綜觀上述，除突觸前多巴胺轉運體影像，未來也可透過 ^{18}F FDOPA 正子造影及多巴胺神經元突觸後影像如 ^{123}I IBZM 單光子電腦斷層造影進一步探討發生 discordant 之帕金森氏症患者，其多巴胺功能及突觸後受體功能是否與非 discordant 患者不同。

研究顯示，帕金森氏症牽涉之腦區非僅止於黑質紋狀體緻密區，其他包括藍斑核 (locus coeruleus)、迷走背核 (dorsal nucleus of the vagus)、Meynert 基底核 (nucleus basalis of Meynert)、縫核 (raphe nuclei) 等區域細胞受損也與帕金森氏症相關 [23, 24]；隨著神經影像學的進步及研究發現，磁振造影 (3T MRI) 已具有偵測原發性帕金森氏症潛力，可進一步偵測黑質 nigrosome-1 完整性來診斷帕金森氏症 [25]，未來可利用磁振造影等影像技術，偵測發生 discordant 現象之帕金森氏症患者大腦結構是否異常。在未來研究方向上，須進一步從多方面追蹤患者病程發展，包括影像變化、症狀變化、病程進展

時程速度是否與典型帕金森氏症患者具差異性，以釐清患者為何會出現 discordant 現象，以及其所代表之臨床與病理意義。

致 謝

感謝天主教耕莘醫療財團法人耕莘醫院核子醫學科羅文華、毛敏莉、杜欄西放射師協助以及天主教耕莘醫療財團法人耕莘醫院專題研究計畫 CTH-102-1-2A04 補助。

參考文獻

1. Jankovic, J., *Parkinson's disease: clinical features and diagnosis*. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2008. 79(4): p. 368-76.
2. Savica, R., et al., *Time Trends in the Incidence of Parkinson Disease*. JAMA Neurol, 2016. 73(8): p. 981-9.
3. Pringsheim, T., et al., *The prevalence of Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis*. Mov Disord, 2014. 29(13): p. 1583-90.
4. Chen, R. C., et al., *Prevalence, incidence, and mortality*

- of PD: a door-to-door survey in Ilan county, Taiwan. *Neurology*, 2001. 57(9): p. 1679-86.
5. Tzen, K. Y., et al., *Differential diagnosis of Parkinson's disease and vascular parkinsonism by (99m)Tc-TRODAT-1*. *J Nucl Med*, 2001. 42(3): p. 408-13.
6. Hwang, W. J., et al., *Reproducibility of 99mTc-TRODAT-1 SPECT measurement of dopamine transporters in Parkinson's disease*. *J Nucl Med*, 2004. 45(2): p. 207-13.
7. Knable, M. B., et al., *Lateralized differences in iodine-123-IBZM uptake in the basal ganglia in asymmetric Parkinson's disease*. *J Nucl Med*, 1995. 36(7): p. 1216-25.
8. Eidelberg, D., et al., *The metabolic anatomy of Parkinson's disease: complementary [18F] fluorodeoxyglucose and [18F]fluorodopa positron emission tomographic studies*. *Mov Disord*, 1990. 5(3): p. 203-13.
9. Eidelberg, D., et al., *Early differential diagnosis of Parkinson's disease with 18F-fluorodeoxyglucose and positron emission tomography*. *Neurology*, 1995. 45(11): p. 1995-2004.
10. Kumakura, Y., et al., *Dopamine storage capacity in caudate and putamen of patients with early Parkinson's disease: correlation with asymmetry of motor symptoms*. *J Cereb Blood Flow Metab*, 2006. 26(3): p. 358-70.
11. Golbe, L. I., et al., *Clinical genetic analysis of Parkinson's disease in the Contursi kindred*. *Ann Neurol*, 1996. 40(5): p. 767-75.
12. Dekker, M. C., et al., *PET neuroimaging and mutations in the DJ-1 gene*. *J Neural Transm (Vienna)*, 2004. 111(12): p. 1575-81.
13. Paisan-Ruiz, C., et al., *Familial Parkinson's disease: clinical and genetic analysis of four Basque families*. *Ann Neurol*, 2005. 57(3): p. 365-72.
14. Gouider-Khouja, N., et al., *Autosomal recessive parkinsonism linked to parkin gene in a Tunisian family. Clinical, genetic and pathological study*. *Parkinsonism Relat Disord*, 2003. 9(5): p. 247-51.
15. Pakkenberg, H. and H. Brody, *The number of nerve cells in the substantia nigra in paralysis agitans*. *Acta Neuropathol*, 1965. 5(2): p. 320-4.
16. McRitchie, D. A., G. M. Halliday, and H. Cartwright, *Quantitative analysis of the variability of substantia nigra pigmented cell clusters in the human*. *Neuroscience*, 1995. 68(2): p. 539-51.
17. Korteckaas, R., et al., *Blood-brain barrier dysfunction in parkinsonian midbrain in vivo*. *Ann Neurol*, 2005. 57(2): p. 176-9.
18. Bartels, A. L., et al., *Decreased blood-brain barrier P-glycoprotein function in the progression of Parkinson's disease, PSP and MSA*. *J Neural Transm (Vienna)*, 2008. 115(7): p. 1001-9.
19. Lorberboym, M., et al., *[123I]-FP/CIT SPECT imaging for distinguishing drug-induced parkinsonism from Parkinson's disease*. *Mov Disord*, 2006. 21(4): p. 510-4.
20. Lin, C. C., et al., *99mTc-TRODAT-1 SPECT as a Potential Neuroimaging Biomarker in Patients With Restless Legs Syndrome*. *Clin Nucl Med*, 2016. 41(1): p. e14-7.
21. Contrafatto, D., et al., *Single photon emission computed tomography striatal asymmetry index may predict dopaminergic responsiveness in Parkinson disease*. *Clin Neuropharmacol*, 2011. 34(2): p. 71-3.
22. Ribeiro, M. J., et al., *Dopaminergic function and dopamine transporter binding assessed with positron emission tomography in Parkinson disease*. *Arch Neurol*, 2002. 59(4): p. 580-6.
23. Buddhala, C., et al., *Dopaminergic, serotonergic, and noradrenergic deficits in Parkinson disease*. *Ann Clin Transl Neurol*, 2015. 2(10): p. 949-59.
24. Hisahara, S. and S. Shimohama, *Dopamine receptors and Parkinson's disease*. *Int J Med Chem*, 2011. 2011: p. 403039.
25. Noh, Y., et al., *Nigrosome 1 Detection at 3T MRI for the Diagnosis of Early-Stage Idiopathic Parkinson Disease: Assessment of Diagnostic Accuracy and Agreement on Imaging Asymmetry and Clinical Laterality*. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2015. 36(11): p. 2010-6.

Dopaminergic Transporter Imaging in the Clinical Discordant Phenomenon of Parkinson's Disease

Yu-Ming Fan^{1,6}, Chun-Chieh Lin⁷, Shao-Yuan Chen^{4,5,6}, Jen-Cheng Lin⁸,
Yao-Nan Yuan^{1,6}, Vinchi Wang^{2,3,6}

¹*Department of Nuclear Medicine, Cardinal Tien Hospital, New Taipei City, Taiwan*

²*Neurological Center and* ³*Medical Quality Management Center, Cardinal Tien Hospital, New Taipei City, Taiwan*

Departments of ⁴*Hyperbaric Medicine and* ⁵*Neurology, Cardinal Tien Hospital, New Taipei City, Taiwan*

⁶*School of Medicine, College of Medicine, Fu-Jen Catholic University, New Taipei City, Taiwan*

⁷*Department of Neurology, Tri-Service General Hospital, National Defense Medical Center, Taipei, Taiwan*

⁸*Graduate Institute of Medical Sciences, National Defense Medical Center, Taipei, Taiwan*

Purpose: The motor symptoms of Parkinson's disease usual have been asymmetric characteristics from disease onset. A significant decrease in uptake of dopamine transport in the striatum was found in Parkinson's disease patients with the ^{99m}Tc TRODAT-1 scan. Reduction of the uptake was showed in the contralateral striatum to match predominantly symptoms of Parkinson's disease. However, we found some special cases to present ipsilateral clinic symptoms and basal ganglion damage, especially in mild or moderate stages of Parkinson's disease. The purpose of this investigation was to evaluate the use of ^{99m}Tc TRODAT-1 dynamic technique and single-photon emission computed tomography (SPECT) in patients with or without the discordant phenomenon of Parkinson's disease.

Materials and Methods: In this study, we have used the ^{99m}Tc TRODAT-1 SPECT scan to evaluate the alterations in patients of Parkinson's disease with or without the discordant phenomenon. ROI analysis used the ratio of radioactivity [the (St–Oc)/Oc ratio] was derived by dividing the difference between the average activity in the striatum (St) and the average activity in the occipital cortex (Oc) by the average activity in the occipital cortex (Oc). The value of asymmetry Index was estimated using the following standardized formula: $[(Y-Z) / (Y+Z)] \times 2 \times 100$, where Y and Z are the 2 different sides striatal binding indexes, calculated from the ipsilateral caudate and putamen ROI radioactivity counts.

Results: The patients with discordant phenomenon had significant differences in striatal asymmetry index, especially in putamen, as compared with controls.

Conclusion: In our preliminary results, this ^{99m}Tc TRODAT-1 studies may provide quantitative analysis in patients with or without the clinical discordant phenomenon of Parkinson's disease.

Key words: ^{99m}Tc TRODAT-1, Parkinson's disease, clinical discordant phenomenon of Parkinson's disease

J Nucl Med Tech 2016;13:47-52

Received 2016/11/15

Corresponding author: Vinchi Wang

Cardinal Tien Hospital, New Taipei City, Taiwan, Neurological Center

Address: No. 362, Zhongzheng Rd., Xindian Dist., New Taipei City 23148, Taiwan R.O.C.

Tel: (886) 2-22193391 ext. 66672 E-mail: vwneur@yahoo.com.tw

單光子電腦斷層 / 電腦斷層在副甲狀腺掃描定位應用 － 病例報告

朱秀蘭 林家揚 游慧貞 蔡亦欣 劉芝庭

高雄醫學大學附設中和醫院 核子醫學科

摘 要

副甲狀腺掃描可以用來鑑別及定位原發性副甲狀腺功能亢進的副甲狀腺組織或替有殘餘或復發的病患做功能亢進副甲狀腺組織定位。利用同位素藥劑(Tc-99m Sestamibi)在甲狀腺和副甲狀腺組織裡聚積與排出的速率不同，來進行原發性及次發性副甲狀腺亢進症的鑑別診斷及定位。雖此檢查靈敏度極高，但因身體前後器官重疊，在平面影像上無法確切區分病灶位置，利用單光子電腦斷層 / 電腦斷層可以提供更詳細的資訊及附近的解剖位置。在本篇提供三位病人在副甲狀腺掃描中的定位經驗。

關鍵詞：副甲狀腺掃描，Tc-99m Sestamibi，單光子電腦斷層 / 電腦斷層

核醫技學誌 2016;13:53-55

前 言

副甲狀腺掃描使用 Tc-99m Sestamibi 藥物，它在甲狀腺和副甲狀腺組織裡的排除速率並不相同，甲狀腺組織在注射後 3~5 分鐘便會大量攝取 Tc-99m Sestamibi，而平均的清除率則是在 1 小時後可以清除掉 50%，而 Tc-99m Sestamibi 在副甲狀腺組織裡則可以停留很久，因此可以同時觀察前期和後期的影像來協助判讀。雖此藥物靈敏度極高，但因身體前後器官重疊，在平面影像上無法確切區分病灶位置，若進一步搭配使用單光子電腦斷

層掃描，結合功能性與解剖性兩種造影，將兩組影像融合可精確定位功能代謝異常的病灶。

掃描當日注射 15mCi Tc-99m Sestamibi，等候 15 分鐘後執行靜態攝影(matrix size 是 256×256，500,000 counts)，1 小時後執行半身掃描影像(matrix size 是 256×1024，掃描速度是每分鐘 20 公分)，最後等候 2 小時再執行一次靜態攝影。單光子電腦斷層影像參數設定的 matrix size 是 64×64，總共 32 張，每張 25 秒，360 度收集，電腦斷層影像的管電流是 30 mA，管電壓是 120 kVp。在本篇提供三位病人的單光子電腦斷層 / 電腦斷層影像在副甲狀腺掃描經驗。

病例報告

病例一

一位八十歲男性接受副甲狀腺掃描及單光子電腦斷層 / 電腦斷層定位(圖一)。

病例二

一位六十九歲男性接受副甲狀腺掃描及單光子電腦斷層 / 電腦斷層定位(圖二)。

病例三

一位六十六歲男性接受副甲狀腺掃描及單光子電腦斷層 / 電腦斷層定位(圖三)。

結 論

核醫副甲狀腺掃描在臨床上的靈敏度及專一度均優於其它醫學影像[1]，但缺乏解剖上精確定位過去一直是其極限之一，且因身體前後器官重疊，在平面影像上無法區分病灶位置，若進一步搭配使用單光子電腦斷層掃描(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT/

受理日期：105 年 8 月 2 日

聯絡人姓名：劉芝庭

單位：高雄醫學大學附設中和醫院 核子醫學科

地址：807 高雄市三民區自由一路 100 號

電話：(07) 3121101 轉 7154 電子信箱：sindysmile@yahoo.com.tw

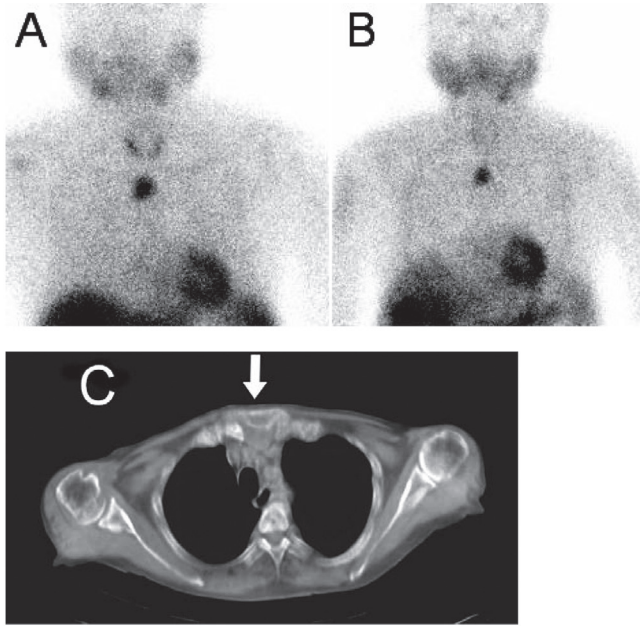


Figure 1: (A, B) Planar parathyroid scan revealed Tc-99m Sestamibi distribution in bilateral thyroid lobes on the 15-min imaging and wash-out on the delayed 2-hour imaging. Tc-99m Sestamibi retention in sternal region may be considered first. (C) On the transverse SPECT/CT image, it revealed Tc-99m Sestamibi retention in the anterior mediastinum precisely.

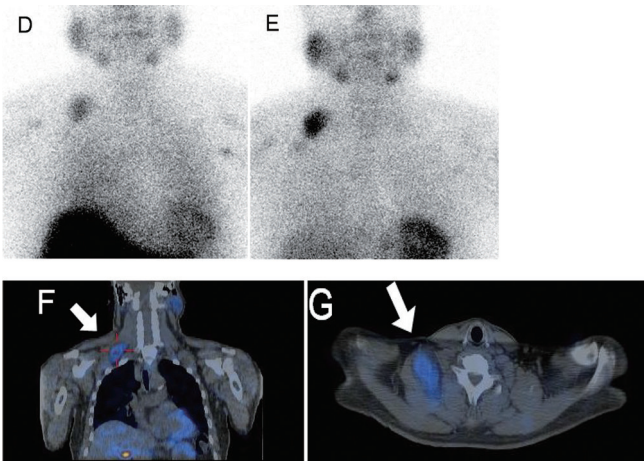


Figure 2: (D, E) Planar parathyroid scan revealed Tc-99m Sestamibi retention in the right supraclavicular region on the 15-min and delayed 2-hour imaging. (F, G) SPECT/CT imaging revealed it as an intramuscular soft tissue mass.

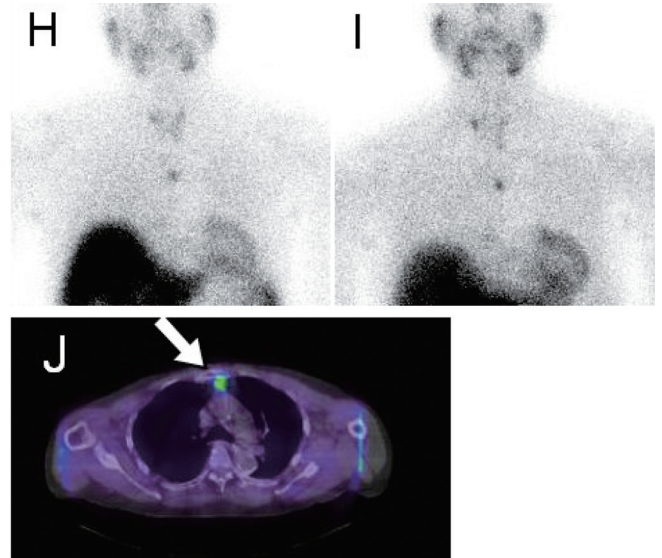


Figure 3: (H, I) Planar parathyroid scan revealed Tc-99m Sestamibi retention in the midline of chest cavity. (J) SPECT/CT imaging localized a Tc-99m Sestamibi avid ectopic nodule in the anterior mediastinum precisely.

CT)，結合功能性與解剖性兩種造影，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 [2, 3, 4]。

參考文獻

1. Zhao M, Li X, Huang J, Yin X. Value of single photon emission computed tomography/computerized tomography in the diagnosis of hyperparathyroidism and the comparative study with multiple imaging modality. *Arch Endocrinol Metab.* 2015 Jun;59(3):265-9.
2. Li Q, Pan J, Luo Q, Wang Y, Bao Y, Jia W. The key role of 99mTc-MIBI SPECT/CT in the diagnosis of parathyroid adenoma: a case report. *Nucl Med Commun.* 2015 Apr;36(4):363-75.
3. Wong KK, Fig LM, Gross MD, Dwamena BA. Parathyroid adenoma localization with 99mTc-sestamibi SPECT/CT: a meta-analysis. *Asia Ocean J Nucl Med Biol.* 2015 Winter;3(1):61-5.
4. Monzen Y, Tamura A, Okazaki H, Kurose T, Kobayashi M, Kuraoka M. SPECT/CT Fusion in the Diagnosis of Hyperparathyroidism. *Rozhl Chir.* 2014 Aug;93(8):428-31.

Localization of Parathyroid Glands with Single-photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography (SPECT/CT) — Case Reports

Hsiu-Lan Chu, Chia-Yang Lin, Hui-Chen Yu, I-Hsin Tsai, Chih-Ting Liu

Department of Nuclear Medicine, Kaohsiung Medical Hospital University, Kaohsiung

Abstract

Parathyroid scintigraphy can be used to differentiate and localize parathyroid glands of primary hyperparathyroidism. Parathyroid scintigraphy can also localize the residual or recurrent parathyroid glands in patients with hyperparathyroidism. The differential diagnosis of primary and secondary hyperparathyroidism and localization of parathyroid glands is by means of the different rate of accumulation and washout of Tc-99m sestamibi in thyroid glands and parathyroid glands. Although the sensitivity of parathyroid scintigraphy is high, planar imaging can not provide definite the location of lesions due to the superposition of organs; SPECT/CT can provide more detailed information about the surrounding anatomy. We share our clinical experience about localization of parathyroid glands in three patients.

Key words: Parathyroid scintigraphy, Tc-99m Sestamibi, SPECT/CT

J Nucl Med Tech 2016;13:53-55

Received 2016/8/2

Corresponding author: Chih-Ting Liu

Department of Nuclear Medicine, Kaohsiung Medical Hospital University, Kaohsiung

Address: No.100, Tzyou 1st Road Kaohsiung 807, Taiwan

Tel: (07) 3121101 ext. 7154 E-mail: sindysmile@yahoo.com.tw

^{99m}Tc -MDP 動脈內注射導致骨骼掃描肢體不正常之吸收： 手套現象

張志源 施並富 林谷鴻 杜高瑩

馬偕紀念醫院核子醫學科 台北院區

摘要：

一位五十八歲的男性喉癌病患接受全身骨骼掃描評估是否有癌症轉移，影像結果意外發現左臂骨頭外有不對稱的放射性藥物累積，根據相關理學檢查及後續的追蹤，推測是藥物從左肘區注入時意外注入左肘動脈使得局部組織有較高的藥物攝取率所導致的，此案例即為所謂的“手套現象”。

關鍵詞：骨骼掃描、手套現象、動脈內注射

核醫技學誌 2016;13:57-59

前言

核醫全身骨骼掃描常用於診斷癌症骨轉移、骨髓炎以及骨頭退化或發炎等相關疾病。一般骨骼相關病灶皆會伴隨著附近血流或成骨活動的增加，在影像上則呈現高於正常骨骼放射活性聚積之現象。但常有許多因素會造成影像上的假影進而影響到影像之診斷，包括尿液或藥物污染、病人身上金屬物或檢查時的移動、影響 ^{99m}Tc -MDP 於骨骼中分佈的藥物以及本篇報告所提及的手套現象等。手套現象早期已有文獻提出，在影像上顯示肢體骨骼外有非對稱性放射性活性聚積情況，但由於很少見並不是被廣泛所知，尤其已臨床經驗較少的新進人員來說更是不了解，因此本文藉由案例來提醒核醫工作人員了解其產生原因並作出正確的判斷。

病例報告

一位罹患喉癌的五十八歲的男性病患，已做過左邊聲帶之切除並進行 CCRT (concurrent chemoradiotherapy) 治療，為追蹤是否有骨轉移情況因此安排了全身骨骼掃描。藥物 ($\text{Tc-}^{99m}\text{MDP}$) 注射 2-3 小時後進行骨骼掃描，影像中並無明顯有任何骨轉移之情況，唯獨左邊脛骨遠端有些微的顯影增加此因屬於早期骨頭創傷所致，但病人的左前臂和手掌骨骼及軟組織卻有不正常且不對稱的強烈藥物聚積（圖一），此時我們先確認了注射藥物部位並請醫師確認病人左手有無任何不適及外傷以及相關理學檢查，確認注射區為左肘區且左手相關檢查皆正常。在一年後的病人骨骼影像左手也顯示為正常（圖二），因此我們認為此病例是因注射時意外將藥物注入肘部動

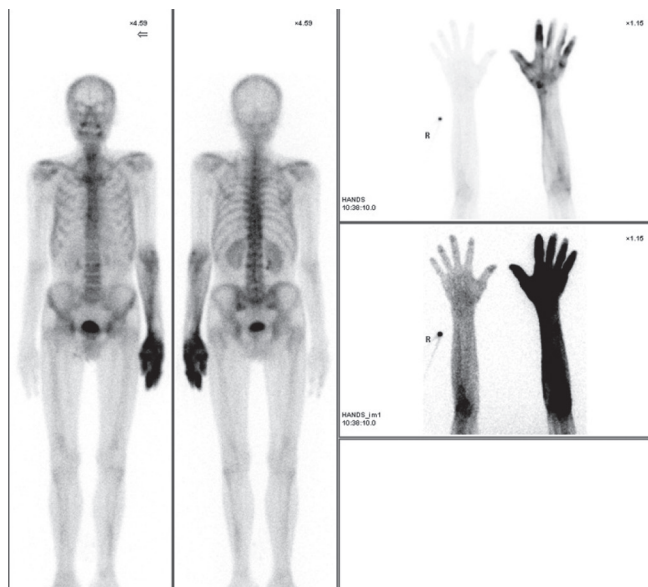


Figure 1. The ^{99m}Tc -MDP whole body bone scan reveals markedly increased tracer uptake from left forearm to left hand.

受理日期：105 年 9 月 1 日

聯絡人姓名：張志源

單位：馬偕紀念醫院 核子醫學科 台北院區

地址：10449 台北市中山區中山北路二段 92 號 4 樓

電話：(02) 2543-3535 轉 2299 電子信箱：yuan8914.c443@mmh.org.tw

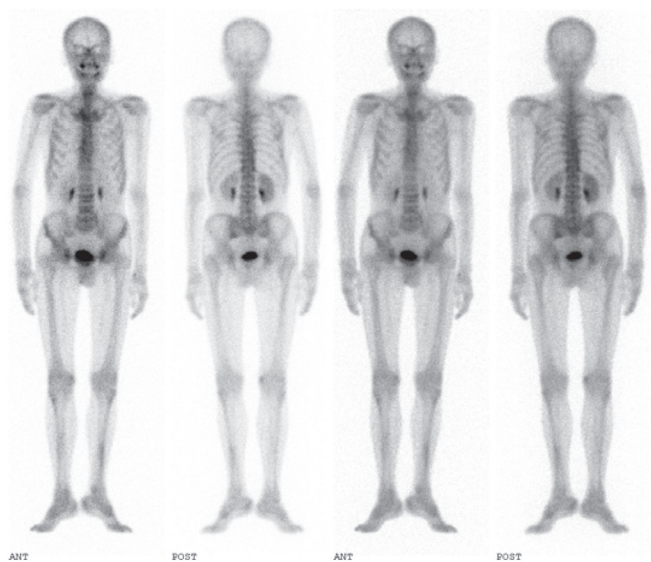


Figure 2. Follow-up examination 1 years later, there was normal radiotracer uptake was noted on the left forearm and hand.

脈所照成肢體局部骨骼軟組織顯影增強之現象。

討 論

^{99m}Tc 標記的亞甲基二膦酸鹽靜脈注入後，部分會藉由化學吸附方式與氫氧磷灰石晶體 (hydroxyapatite crystal) 表面結合而沉積在骨骼內，其餘部分會由腎臟排出體外。骨骼中的成骨作用 (osteogenesis) 效率的提升將會導致顯影的增加，其主要多為區域血流量的增加、血流面積的擴大，或者骨骼代謝活性的提升。而在骨骼檢查影像中若發現肢體骨骼外軟組織顯影則有可能為一些疾病所導致的，包括反射性交感神經失養症 (reflex sympathetic dystrophy)、蜂窩性組織炎 (cellulitis) 等相關疾病 [1, 2]，另外則是因為放射性藥物注射入動脈所導致的遠端手臂、手腕及手的顯影增強，稱之為手套現象 (glove phenomenon) [2, 3]。其作用機轉是當放射性藥物經由動脈初次通過 (first pass) 時，局部組織有較高的藥物攝取率所導致 [2, 3]。手掌的血管主要由三條動脈所供應，分別為尺動脈、橈動脈以及骨間動脈 [4]，因此意外

注射不同的動脈則會導致手部不同區域的攝取，若是在手腕注射則有可能產生熱拇指 (hot thumb) 或熱手掌 (hot palm) 之現象 [5]。

本文主要是提醒核醫科技術人員，在給病人注射放射性藥物時要特別小心，不僅僅只限於骨骼檢查，黃重傑等人的文獻中提及因其他放射攝性藥物也有不慎注入動脈而導致手套現象的發生，如 Tc-99m sestamibi、Tl-201 chloride 以及 F-18 FDG [6]。放射師在發現影像後須先立即確認病人注射位置是否與其相同，之後再確認影像是否有被手套現象干擾，若有則針對部分區域進行補照，並請醫師詳細確認病人有無臨床病史及完整肢體的理學檢查。

參考文獻

1. Ceylan Gunay E, Erdogan A. Asymmetrically increased uptake in upper extremities on (99m) Tc-MDP bone scintigraphy caused by intra-arterial injection: Different uptake patterns in three cases. *Rev Esp Med Nucl* 2011;30:372-375.
2. 洪光威，蔡世傳，林佳輝，林萬鈺，高嘉鴻，王世楨。「手套現象」-99mTc-MDP在上肢的骨骼外局部顯影。核醫雜誌 1999;12:107-110.
3. Ozalp E, Yagcioglu H, Ibis E, Aras G, Erbay G, Akin A. Extrasosseous uptake of 99mTc phosphate in an extremity. *Semin Nucl Med* 1995;25:352-354.
4. Sonmez B, Dogan I, Yavruoglu C, Algan Z. Diffusely Increased Uptake of Tc-99m MDP in the Wrist and Hand as a Result of Intraarterial Injection: Original Image. *Turk J Nucl Med* 2010;19(2):102-4.
5. Shih WJ, Wienrbinski B, Ryo UY. Abnormally increased uptake in the palm and the thumb as the result of a bone image agent injection into the radial artery. *Clin Nucl Med*. 2000;25:539-540.
6. Huang CC, Cheng KY, Chiu KC, Huang CK, Hung GU, Chiu JS. Hot gauntlet sign on F-18 FDG PET/CT. *Ann Nucl Med Mole Imag* 2013;26:34-37.

Abnormally Increased Uptake of ^{99m}Tc -MDP in an Extremity Caused by Intra-arterial Injection: Glove Phenomenon

Chih-Yuan Chang, Bin-Fu Shih, Ku-Hung Lin, Kao-Yin Tu

Nuclear Medicine Department, Taipei Branch, Mackay Memorial Hospital

Abstract

A 58-year-old male with laryngeal cancer underwent a ^{99m}Tc -MDP whole body bone scan for evaluation of bone metastasis. Asymmetrical uptake of radiotracer in left forearm was noted unexpectedly. The image findings were consistent with glove phenomenon due to intraarterial injection of radiotracer on the left antecubital region and the impression was confirmed by physical examination and image follow-up.

Key words: Bone scan, Glove phenomenon, Intra-arterial injection

J Nucl Med Tech 2016;13:57-59

Received 2016/9/1

Corresponding author: Chih-Yuan Chang

Nuclear Medicine Department, Taipei Branch, Mackay Memorial Hospital

Address: 4F., No. 92, Sec. 2, Zhongshan N. Rd., Zhongshan Dist., Taipei 104, Taiwan, R.O.C.

Tel: 02-25433535 ext. 2299 E-mail: yuan8914.c443@mmh.org.tw

Brain Perfusion SPECT and MRI in Detection of Epilepsy Foci – Case Reports

Chih-Ting Liu¹, Ya-Wen Chuang¹, Hsiu-Lan Chu¹,
I-Hsin Tsai¹, Hui-Chen Yu², Chia-Yang Lin¹

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

²*Department of Medical Image, Kaohsiung Medical Hospital University, Kaohsiung*

Abstract

Epilepsy is a group of neurological diseases and a chronic noncommunicable disorder of the brain that affects people of all ages. Diagnosis of epilepsy can be difficult. In the clinical, the MRI scan is recommended to diagnose after the seizure. Brain perfusion SPECT also is generally acknowledged to provide clinical applications in epilepsy. Herein, we demonstrate two patients with epilepsy and the diagnostic images by MRI and ^{99m}Tc ethyl cysteinate dimer (ECD) brain perfusion SPECT were performed. In these two cases, we founded the brain perfusion SPECT can provide additional information when MRI showed only nonspecific findings.

Key words: Epilepsy, ^{99m}Tc ethyl cysteinate dimer (ECD) brain perfusion SPECT, MRI

J Nucl Med Tech 2016;13:61-65

Introduction

Epilepsy is one of the most prevalent neurologic disorders and affects approximately 1% of the general population. Many can be rendered seizure free with surgery.

Only 40%–50% of extratemporal lobe seizures can be treated by surgery. Temporal lobe seizures are usually accompanied by head deviation, aphasia, swallowing, tooth grinding, a chewing motion, and staring spells. MRI scan were recommended to diagnose epilepsy. MRI scan can provided good localization of the epilepsy focus. In some situation, ^{99m}Tc ethyl cysteinate dimer (ECD) brain perfusion SPECT may provide additional information for clinicians when MRI showed negative finding [1-3].

Case Report

1. A 27-year-old woman got sudden onset of bilateral arms convulsion with loss of consciousness in college dormitory. There's no generalized tonic-clonic convulsion, versive movement, urine or stool incontinence noticed. Her consciousness gradually recovered about 1 minute later. Post-ictal confusion was noticed for about 10 minutes, with associated post-ictal headache and general fatigue. She denied recent infection, alcohol consumption, or illicit drug use.

She had never experienced the seizure episode before and there's no family history of epilepsy. Due to falling down on the ground, there's head injury with abrasion wound over the head. Brain CT was performed but there's no obvious intracranial lesion detected. There's no focal neurological deficit noticed. MRI scan and ^{99m}Tc ECD brain perfusion SPECT were performed for the post-ictal studies. MRI T2-weighted findings were normal (Figure 1) while ^{99m}Tc ECD brain perfusion SPECT showed decreased radioactivity in mesial aspect and inferior

Received 2016/11/20

Corresponding author: Chia-Yang Lin

Department of Nuclear Medicine, Kaohsiung Medical University Hospital, Kaohsiung Medical University

Address: No. 100, Tzyou 1st Road Kaohsiung 807, Taiwan, R.O.C

Tel: 886-7-3121101 ext. 7152 Fax: 886-7-3117521

E-mail: nmkmuhlin@gmail.com

portion of right temporal lobe (Figure 2).

2. A 32-year-old woman denied any systemic disease except intractable epilepsy episode when she was 18-year-old. Under the impression of seizure and epilepsy, she

received medication and follow-up at our neurology outpatient department since that time. Recently, complex partial seizure with secondary generalization was noticed. The duration was around 2~3 minutes with initial loss

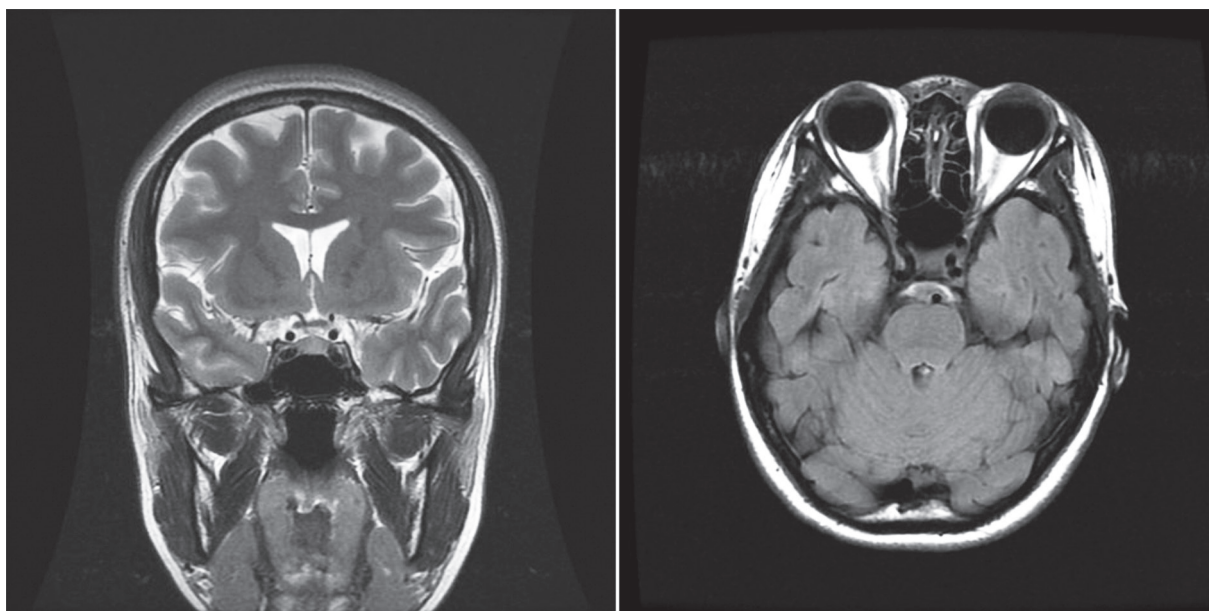


Figure 1. MRI coronal (Left) and transverse (Right) T2-weighted imaging showed normal. No imaging evidence of the suspected lesion or disease.

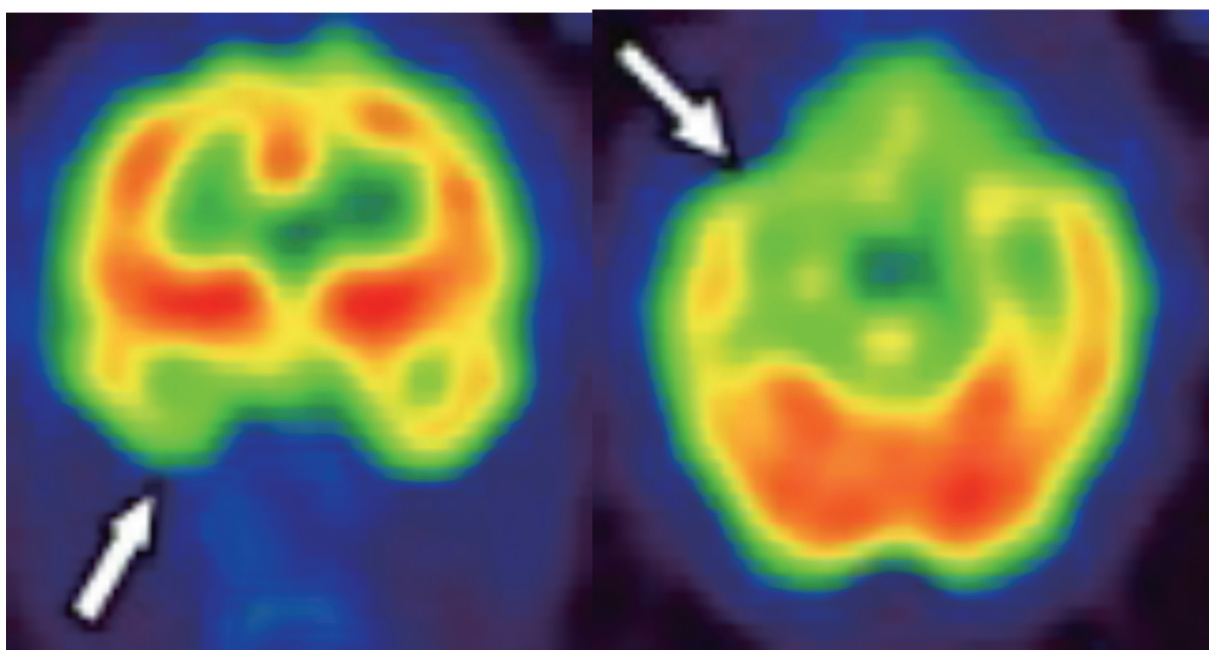


Figure 2. ^{99m}Tc ECD brain perfusion coronal (Left) and transverse (Right) imaging showed decreased radioactivity in mesial aspect and inferior portion of right temporal lobe.

of consciousness and then generalized tonic-convulsion occurred. Her consciousness recovered 2~3 minutes later and denied any post-ictal discomfort. MRI scan and ^{99m}Tc ECD brain perfusion SPECT were also performed in this

patient. MRI T2-weighted findings were normal (Figure 3) while ^{99m}Tc ECD brain perfusion SPECT showed decreased radioactivity in mesial aspect and inferior portion of right temporal lobe (Figure 4).

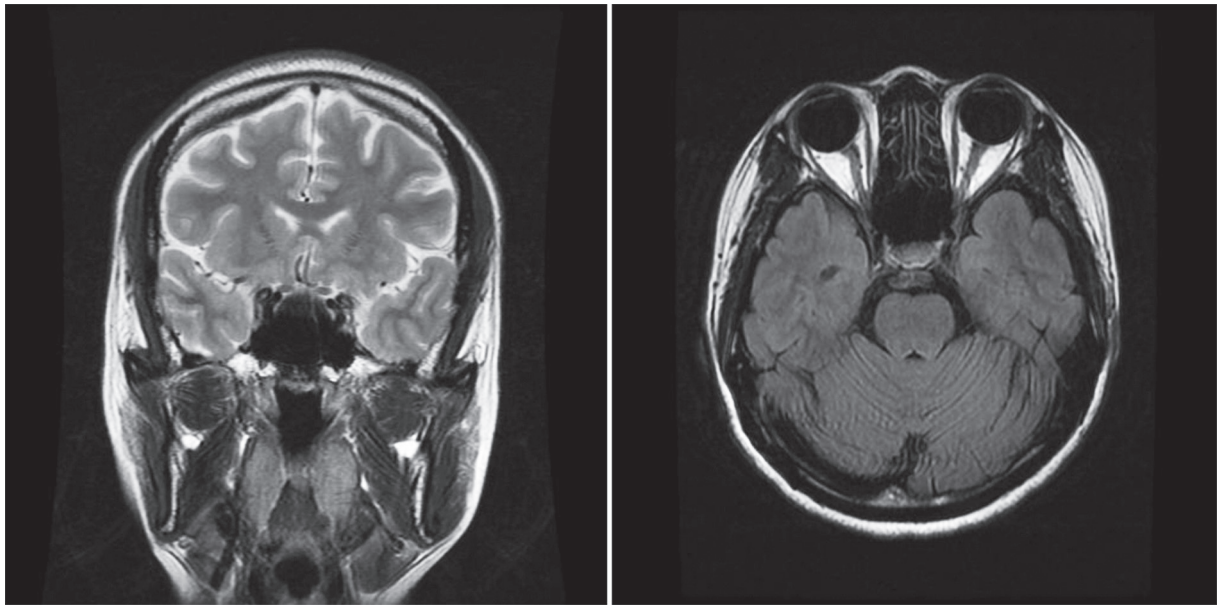


Figure 3. MRI coronal (Left) and transverse (Right) T2-weighted imaging showed normal. No imaging evidence of the suspected lesion or disease.

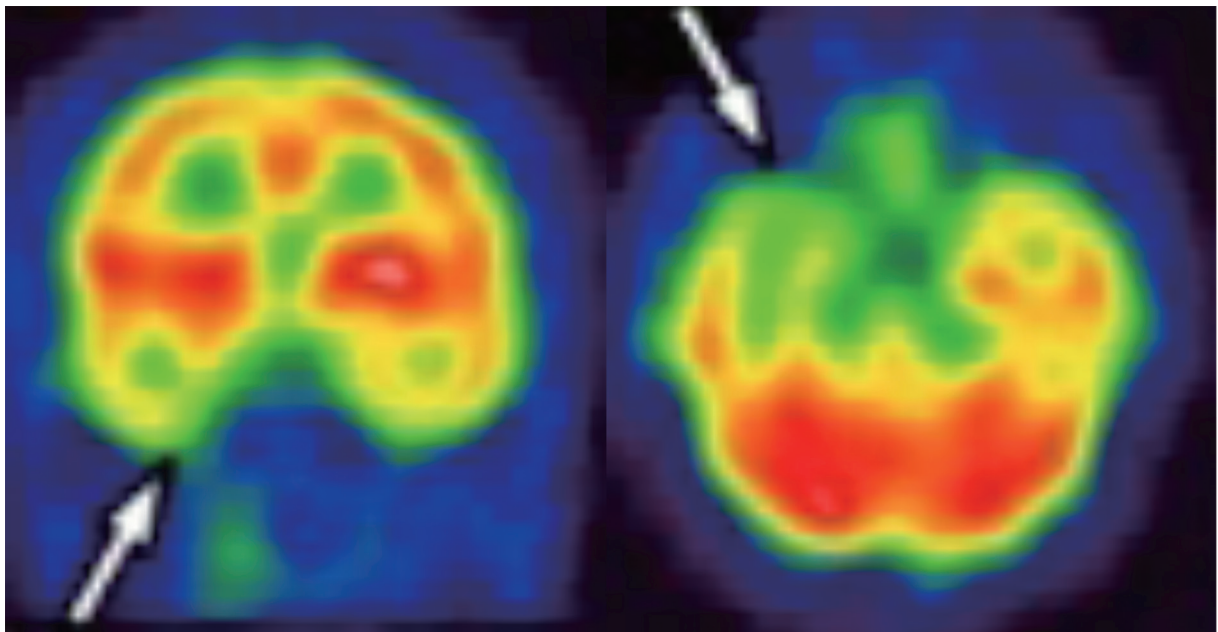


Figure 4. ^{99m}Tc ECD brain perfusion coronal (Left) and transverse (Right) imaging showed decreased radioactivity in mesial aspect and inferior portion of right temporal lobe.

Conclusion

Diagnosis of epilepsy can be applied by CT scan, MRI scan and ^{99m}Tc ECD brain perfusion SPECT. MRI is much superior to CT in terms of its sensitivity and specificity for identifying subtle abnormalities because CT will miss many small mass lesions [4]. We demonstrate two patients with epilepsy and the diagnostic images by MRI and ^{99m}Tc ethyl cysteinate dimer (ECD) brain perfusion SPECT were performed. Although the MRI images revealed that there is no imaging evidence of the suspected lesion or disease, the ^{99m}Tc ECD brain perfusion imaging showed decreased radioactivity in temporal lobe which is a characteristic finding for temporal lobe epilepsy.

Some epilepsy patients meet with a situation that MRI shows no obvious lesions. It is known as MRI negative epilepsy or non-lesion epilepsy. The MRI negative cases make up 20%~30% of the patients with temporal lobe epilepsy [5]. In cases of negative MRI, the brain perfusion SPECT is sensitive in detecting impairment of regional

cerebral function and plays a complementary role in to localize epilepsy foci.

References

1. Edwaldo E. Camargo. Brain SPECT in Neurology and Psychiatry. *J Nucl Med.* 2001;42:611-623.
2. Ana M. Catafau. Brain SPECT in Clinical Practice. Part I: Perfusion. *J Nucl Med.* 2001;42:259-271.
3. Yune MJ, Lee JD, Ryu YH, Kim DI, Lee BI, Kim SJ. Ipsilateral thalamic hypoperfusion on interictal SPECT in temporal lobe epilepsy. *J Nucl Med.* 1998;39:281-285.
4. C. P. Panayiotopoulos. The Epilepsies: Seizures, Syndromes and Management, 1st ed. Bladon Medical. 2005;159-162.
5. Téllez-Zenteno JF, Hernández Ronquillo L, Moien-Afshari F, Wiebe S. Surgical outcomes in lesional and non-lesional epilepsy: a systematic review and meta-analysis. *Epilepsy Res.* 2010;89(2-3):310-8.

腦池灌注攝影與核磁共振造影用於偵測癲癇病灶之應用 － 病例報告

劉芝庭¹ 莊雅雯¹ 朱秀蘭¹ 蔡亦欣¹ 游慧貞² 林家揚¹

¹ 高雄醫學大學附設中和醫院 核子醫學科

² 高雄醫學大學附設中和醫院 影像醫學部

摘要

癲癇是一種在任何年齡層都可能發生的神經和腦部慢性非傳染性疾病。癲癇的診斷有時是相當複雜困難的。臨床上，常使用核振造影輔助癲癇的診斷，但有時候 MRI 不一定可以顯示出病灶。這裡我們提出兩位癲癇病患，其 MRI 影像並無顯示明顯病灶，但 ^{99m}Tc-ECD 腦池灌注攝影扮演提供癲癇病灶的輔助角色。

關鍵詞：癲癇、^{99m}Tc-ECD 腦池灌注攝影、磁振造影

核醫技學誌 2016;13:61-65

受理日期：105 年 11 月 20 日

聯絡人姓名：林家揚

單位：高雄醫學大學附設中和醫院 核子醫學科

地址：807 高雄市三民區自由一路 100 號附設醫院

電話：886-7-3121101 分機 7152 傳真：886-7-3117521 電子信箱：nmkmuhlin@gmail.com

