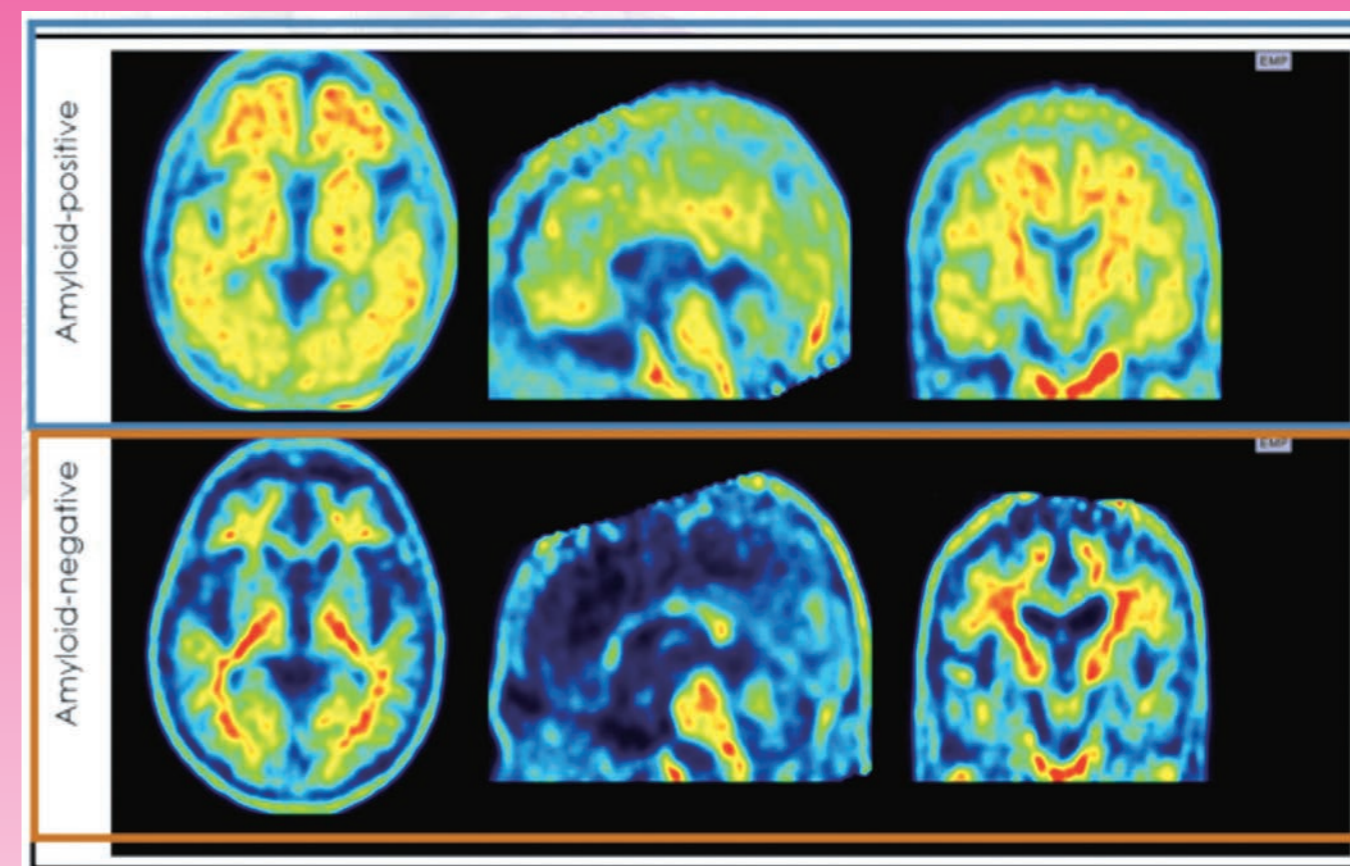


核醫技術學雜誌

Journal of Nuclear Medicine Technology



類澱粉蛋白腦部造影陽性(上圖)和陰性(下圖)患者中的 FBB PET 圖像。顯示類澱粉蛋白腦部造影陽性患者的灰質 FBB 攝取顯著高於陰性患者，表明阿茲海默症患者腦部皮質類澱粉蛋白沉積增加。

Volume 16 Number 1

December 2019

第十六卷 第一期

中華民國一〇八年十二月

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)

顏若芳 (Ruoh-Fang Yen)
臺大醫院

創刊人 (Original Publisher)

黃延城 (Yan-Cherng Huang)
台北榮民總醫院

總編輯 (Editor-in-Chief)

杜高瑩 (Kao-Ying Tu)
台北馬偕紀念醫院

副總編輯 (Associate Editors-in-Chief)

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

黃奕琿 (Yih-Hwen Huang)
台大醫院

蔡佳玲 (Chia-Lin Tsai)
長庚醫院

辜啓泰 (Chi-Tai Ku)
新光醫院

梁瑋玲 (Wei-Ling Liang)

和信醫院

黃馨美 (Hsing-Mei 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

陳惠萍 (Hui-Ping Chen)
聯新國際醫院

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)
中國醫學大學附設醫院

黃政凱 (Cheng-Kai Huang)
中港澄清醫院

陳逸珊 (Yi-Shan Chen)
台中慈濟醫院

詹況栗 (Kuang-Li Chang)
國軍台中總醫院

南區

張桂蘭 (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

俞長青 (Chang-Ching Yu)
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

許幼青 (You-Ching Hsu)
嘉義慈濟醫院

張雅蓮 (Ya-Lien Chang)
柳營奇美醫院

核醫技術學雜誌

Journal of Nuclear Medicine Technology

發行人 (Publisher)

顏若芳 (Ruoh-Fang Yen)
臺大醫院

副刊人 (Original Publisher)

黃延城 (Yan-Cherng Huang)
台北榮民總醫院

總編輯 (Editor-in-Chief)

杜高瑩 (Kao-Ying Tu)
台北馬偕紀念醫院

副總編輯 (Associate Editors-in-Chief)

楊邦宏 (Bang-Hung Yang)
台北榮民總醫院

執行秘書 (Production Secretary)

王秀珊 (Hsiu-Shan Wang)
台北三軍總醫院

編輯委員 (Editorial Board)

北區

廖炎智 (Yen-Chih Liao)
三軍總醫院

王安美 (An-Mei Wang)
台北馬偕醫院

黃奕琿 (Yih-Hwen Huang)
台大醫院

蔡佳玲 (Chia-Lin Tsai)
長庚醫院

辜啓泰 (Chi-Tai Ku)
新光醫院

梁瑋玲 (Wei-Ling Liang)

和信醫院

黃馨美 (Hsing-Mei 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

陳惠萍 (Hui-Ping Chen)

聯新國際醫院

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)

中國醫學大學附設醫院

黃政凱 (Cheng-Kai Huang)

中港澄清醫院

陳逸珊 (Yi-Shan Chen)

台中慈濟醫院

詹況栗 (Kuang-Li Chang)

國軍台中總醫院

南區

張桂蘭 (Kuei-Lan Chang)

高雄醫學院附設醫院

李世昌 (Shih-Chang Li)

成大醫院

顏宏旗 (Hung-Chi Yen)

高雄長庚醫院

王文祥 (Wen-Hsiang Wang)

義大醫院

俞長青 (Chang-Ching Yu)

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

許幼青 (You-Ching Hsu)

嘉義慈濟醫院

張雅蓮 (Ya-Lien Chang)

台南奇美醫院

核醫技術學雜誌

第 16 卷第 1 期

中華民國核醫學學會醫技委員會學誌

中華民國 108 年 12 月發行

原 著

- 通過 DQA 檢測之 PET 光電倍增管異常但影像有條狀假影 1
吳麗君 顏玉安 李將瑄
- 改善核醫科準直儀推車推行並降低人員肌肉傷害之探討 7
張雅蓮 楊淑琴 莊濬超 吳志順 吳麗君
- 利用 CZT SPECT 提升鉍 -201 心肌灌注影像效率與品質 - 心臟假體實驗 13
陳在揚 莊凱文 許天睿 林立凡 邱創新
- 蒙地卡羅模擬不同能量光子輻射在水中的劑量分布評估 23
柴發順 江泰林 歐玲君 李正輝
- 臨床疑似失智症患者 F-18 Florbetaben PET 的定量分析 33
陳恩賜 林立凡 陳穎柔 尹又平 曾大維 邱創新
-

Journal of Nuclear Medicine Technology

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

Volume 16, Number 1

ISSN 1818-2712
December 2019

Original Articles

- Streak Artifact due to a Defective Photomultiplier Tube of PET Although
passed by DQA 1**
Li-Chun Wu, Yu-An Yen, Chiang Hsuan Lee
- Improving the Operation of Nuclear Medicine Collimator Cart and Reducing
Muscle Injury of Personnel 7**
Ya-Lien Chang, Shu-Qin Yang, Jim-Chao Chuang, Chih-Shun Wu, Li-Chun Wu
- Improved the efficiency and quality of Tl-201 myocardial perfusion scintigraphy by
CZT SPECT – cardiac phantom study 13**
Tzai-Yang Chen, Kai-Wen Chuang, Tian-Jei Hsu, Li-Fan Lien, Chuang-Hsin Chiu
- Evaluation of dose distribution of different energy photons in water:
Monte Carlo simulation 23**
Fa-Shun Tsai, Tai-Lin Jiang, Ling-Chun Ou, Cheng-Hui Lee
- Quantification Analysis of F-18 Florbetaben PET In Suspected Dementia Patients 33**
*En-Shih Chen, Li-Fan Lin, Ing-Jou Chen, You-Ping Yin,
Ta-Wei Tseng, Chuang-Hsin Chiu*
-

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：顏若芳

醫技委員會：杜高瑩
主任委員

執行秘書：王秀珊

會址：100 台北市中正區中山南路 7 號
台大醫院核醫部轉核醫學學會

電話：02-23562481

傳真：02-23957855

電子信箱：tsnm.tw@gmail.com

劃撥帳號：19781819

戶名：中華民國核醫學學會

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

通過 DQA 檢測之 PET 光電倍增管異常但影像有條狀假影

吳麗君 顏玉安 李將瑄*

奇美醫療財團法人奇美醫院 核子醫學科

摘要

背景：一般認為正子影像通過每日的 PET 日品保 (daily quality assurance, 以下簡稱 DQA) 檢測, 當日影像是可信賴的。

材料與方法：我們發生了兩次 PET DQA 異常, 第一次是在第五環的第 6 號模組的光電倍增管, 工程師將疑似損壞的光電倍增管更換到同一環的第 12 號模組位置, 之後發生第二次的 PET DQA 異常, 原廠工程師告知執行 PET 校正 (PET calibration), 建立基準值後 (establishing a baseline), 執行 DQA 後允收值通過後才執行當日檢查。

結果：DQA 通過, 但影像部分, 雖然 PET 影像在每段重疊處沒有明顯異常, 但在肝臟橫斷面有明顯條紋假影, 而且和移動疑似損壞光電倍增管的位置與假影的方向是一致的, 最後證實光電倍增管是損壞的。

討論：損壞的光電倍增管位置在第 5 環的位置是最末端, 且為每段視野重疊處, 可能因為後一段第 1 環的計數彌補前一段第 5 環的計數, 所以每段重疊處沒有明顯異常, 但在肝臟橫斷面較明顯, 是因肝臟的計數是中間值, 且是一個均勻攝取放射線的器官, 較容易觀察出來。

結論：雖然通過 DQA 的測試, 仍需觀察影像是否有假影。

關鍵詞：PET、日品保、條紋假影、每日品質圖

核醫技學誌 2019;16:1-6

接受日期：2019 年 5 月 24 日

通訊作者：李將瑄

單位：奇美醫療財團法人奇美醫院 核子醫學科

地址：台灣台南市永康區中華路 901 號 郵遞區號 71004

電話：06-2812811-53575 電子信箱：chlee4@ms45.hinet.net

前言

正子電腦斷層儀 (position emission tomography, 以下簡稱 PET) 影像的品質保證：(1) 每日品保 (daily quality assurance, 以下簡稱 DQA), 包括系統安全性測試、系統校正 (system correction) 的空白掃描 (blank scan), 項目為：Coincidence count rate、Single count rate、Dead time、Coincidence timing、Energy response 等項目, 會產生每日品質圖, 其包括 coincidence rate 和 single rate 值等項目 (如圖 1); (2) 每 2 週會進行 PET 校正 (PET calibration), 並建立基準值 (establishing a baseline); (3) 每季會執行井型計數儀校正 (well counter correction); (4) 每半年品保為 PET 與 CT 的對準 (alignment); (5) 每年品保為影像品質測量 (image quality measurement); (6) 另有電腦斷層所規定的品保程序 [1]。

一般都相信依照品保項目執行, 如果允收值皆通過, 影像應是可信賴的。但我們發生 DQA 異常, 原廠儀器的每日品質圖中的 coincidence rate 和 single rate 值未符合允收值, 經過 PET 校正及重建基準值, 在每日品質圖中, 允收值皆通過, 影像仍有條狀假影, 故提出報告。

材料與方法

本科室機器為 GE Discovery IQ PET/CT, 由 17 個模組組成, 每個模組有 10 個晶體區塊及光電倍增管 (Photomultiplier tube, 以下簡稱 PMT), 共有 170 個 PMT, 跨為 5 個偵測環, 構成 25 公分視野, 2 段以上視野的重疊處為約 25% (約 6 公分)。

執行 F-18 去氧氟化葡萄糖 (^{18}F -Fluorodeoxyglucose) PET 檢查為靜脈注射約 10 mCi ^{18}F -FDG, 在密閉昏暗房間休息, 於一小時後造影, 病人雙手上舉, 由足部向頭部進行軀幹照影, 共 3 個照野, 及雙手放下由頭部向頭部進行頭頸部照影, 共 2 個照野, 並以每個照野 2 分鐘

去收取影像，而延遲影像會視延遲時間之多久增加到每個照野 3-6 分鐘。

GE 公司之 DQA 包括系統安全性測試、系統校正 (system correction) 的空白掃描，項目為：coincidence count rate、single count rate、dead time、coincidence timing、energy response 等，方法為：每日將 Ge-68 射源放置在原廠所附之品保架上，使位於正子機台的照野範圍內的正中心，目的為確認影像均勻度及各個晶體區塊及光電倍增管是否可執行收集及影像之品質，對於儀器進行即時設備測試及回溯比較校正。通過 GE 公司之每日品質圖的各項允收值，則結果呈現綠燈 (圖 1)。

PET 校正的項目：包括晶體分布圖校準、PMT 增益校準、長能量校準、偶合時間校準及短能量校準共五項，方法為將 Ge-68 射源放置在廠所附之品保架上，使位於正子機台的照野範圍內的正中心。每兩週需執行一次，每次執行完 PET 校正需建立當日的基準值，用以修正允收值的範圍。

我們發生了兩次 PET DQA 異常，第一天早上每日品質圖顯示其中的 coincidence rate 和 single rate 值未符合允收值 (圖 1，上欄)，疑似 PMT 損壞，其發生位置在第 5 環第 6 號模組，原廠執行 PET 校正，重建基準值，再執行 DQA，每日品質圖顯示各項目皆通過，原廠判斷對影像不會有影響，所以我們當日繼續執行檢查作業。當日作業後，工程師將疑似損壞的 PMT 從第 6 號模組換到第 12 號模組的位置，惟第二天早上再度 DQA 異常，每日品質圖顯示其中的 coincidence rate 和 single rate 值未符合允收值 (圖 1，下欄)，原廠再次執行 PET 校正，重建基準值，再執行 DQA，每日品質圖顯示各項目皆通過，判斷對影像不會有影響，所以我們當日繼續執行檢查作業。

惟在這兩天肝臟 PET 影像有明顯條狀假影，疑似 PMT 損壞造成，我們將有條狀假影的部分均進行一個照野的延遲像 (不採連續 2 段以上的照野)。最後確認 PMT 損壞進行更換。

結果

這情況為 (1) PMT 異常，但通過 DQA 檢測，PET 影像上有假影。(2) 此條紋假影方向和損壞的 PMT 移動位置有相關性 (如圖 2)。(3) 特別在肝臟部份的條狀假影較明顯，其它部位的影像假影不明顯 (如腦部、頸部、

胸部、腰部及腿部)。(4) 比較兩段照野的重疊處，在肝臟影像 (第 1 段與第 2 段重疊)，比較其它部位重疊處，如腰部 (第 2 段與第 3 段重疊) 較明顯 (如圖 3)。

因 PET 校正通過 DQA 允收值，所以原廠允許可執行檢查，而且所有出現條狀假影的部份，我們都有進行照單一照野的延遲相，並增加收集時間，並使假影落在照野邊緣 (第五環是在每個照野邊緣)，所以不影響影像的正確性。最後證實此條狀假影是通過 DQA 之下且為損壞的光電倍增管造成的。

討論

已知 PET/CT 常見的假影包括呼吸假影、金屬假影、手放下假影、對比劑假影、移動假影等，也有因為儀器硬體異常導致的影體假影 [2]。PET 損壞有很多原因，包括：PMT 故障、高壓飄移、能量漂移、增益漂移、偶合時間失效等，所以需每周一次或每日執行能窗校準、增益設定、偶合時間校準、空白掃描、標準化校準等對掃描器內在變異補償 [3]。PMT 損壞為常見的，甚至 PMT 列入耗材。

當時的重新建立基準值後，每日品質圖顯示通過的，但是 PET 影像仍有條紋假影，所以應直接觀察影像是否正常，不應完全相信每日品質圖數據。我們就是 PMT 損壞。

損壞的 PMT 位置在第 5 環的位置，是每個照野的交接重疊處，可能因為後一段第 1 環的計數彌補前一段第 5 環的計數，在照野重疊處的部分假影較不明顯，在計數高的器官 (如大腦) 及計數低的器官 (如頸部、胸部、腰部或腿部等) 假影不明顯，反而在中間計數值的器官 (如肝臟) 較為明顯，是因腦部計數較高，條狀假影容易被遮掩，其它部位計數低，容易誤認為雜訊，反而肝臟計數是在中間值，且肝臟是一個均勻攝取放射線的器官，容易觀察出來。

在每一組 PET 影像 (無論掃幾段)，其上下邊緣的影像，計數少雜訊多，不容易發現條狀假影，所以此邊緣的影像通常是不看的。

正子斷層影像重組原理，如同單光子電腦斷層儀 (single-photon emission computed tomography, SPECT)，想要改善影像解析度，需提高計數，增加均勻度，使雜訊減少 [4]。所以我們在延遲相會補上單一照野 (不採連續 2 段以上的照野)，讓條狀假影所在部位的照相位置盡

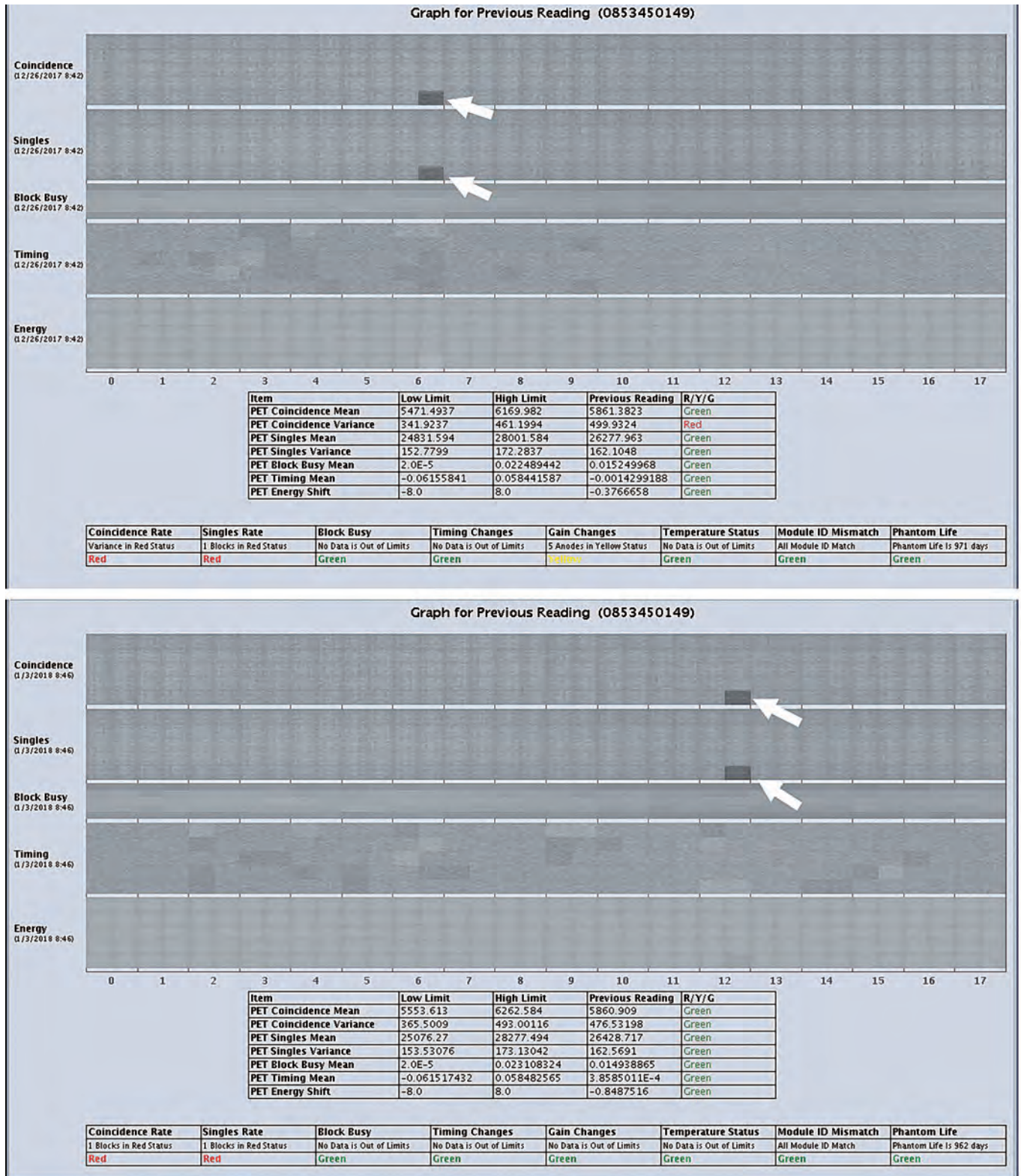


圖 1. 此次異常的每日品質圖。PMT 損壞位置於第 6 模組 (上欄, 白色箭頭), 經移到第 12 模組 (下欄, 白色箭頭), 通過允收值顯示綠燈。

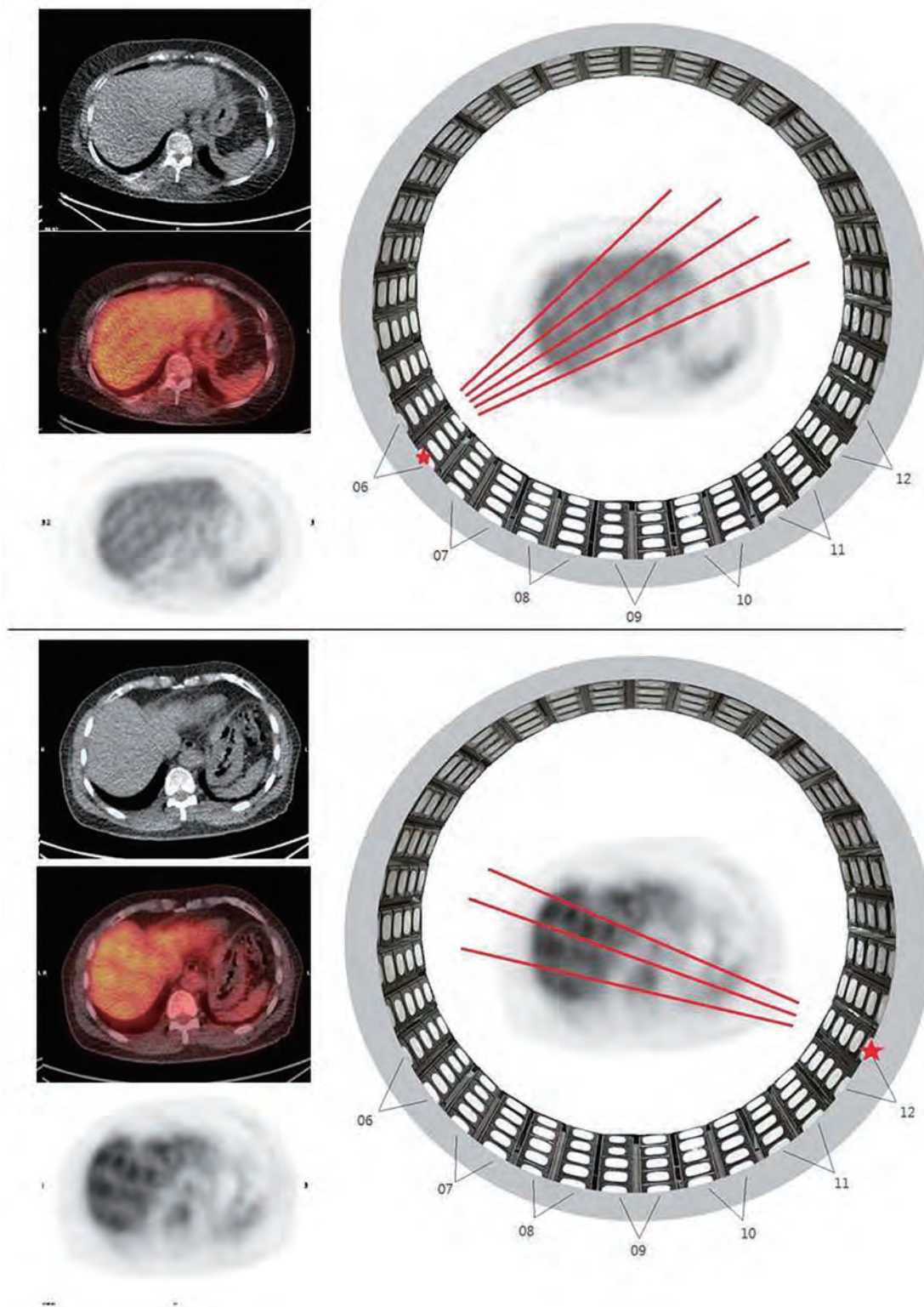


圖 2. 條紋假影方向與損壞的 PMT 位置相關。PMT 損壞位置於第 6 模組 (上欄, 右, 紅色星號), 經移到第 12 模組 (下欄, 右, 紅色星號), 左圖由上而下分別為 CT, Fusion 和 PET 影像。條狀假影在 Fusion, PET 影像上特別明顯, 且假影方向和損壞的 PMT 所在位置相關。

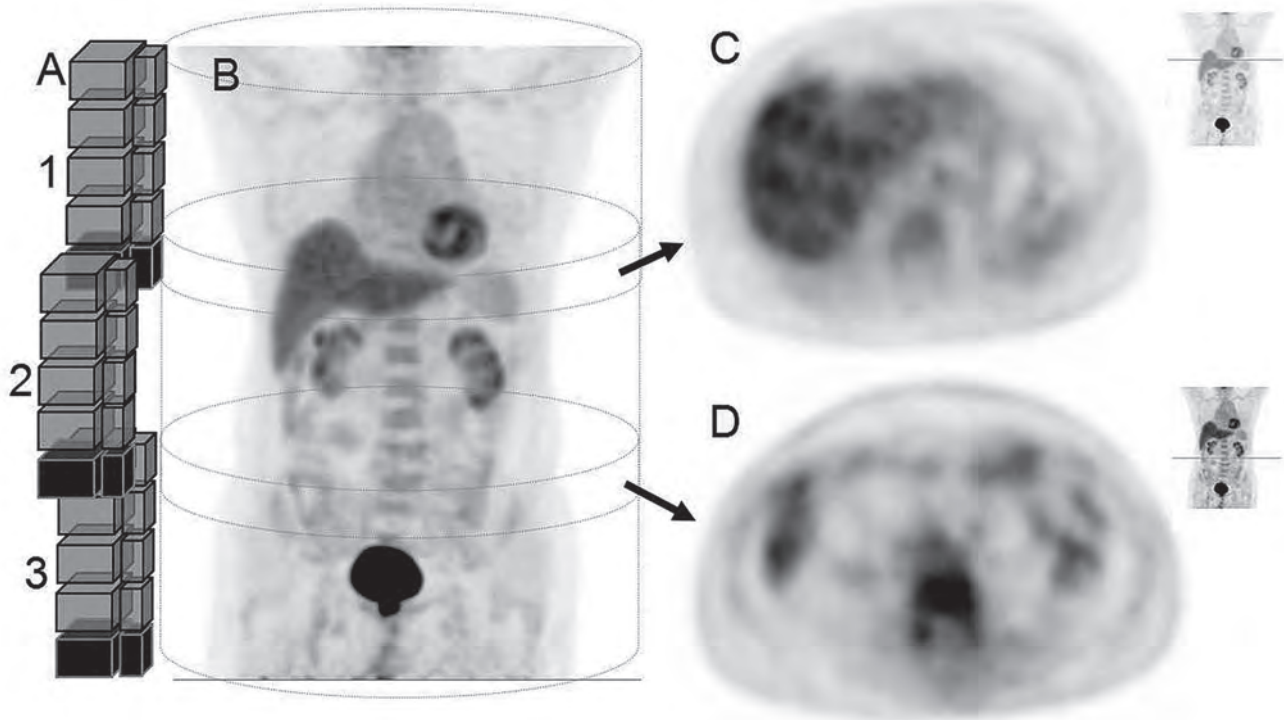


圖 3. 此為身體 3 個照野的 PET 影像 (B)，損壞的 PMT 是落在第五環位置 (A，黑色的 PMT)。重疊橫切面在肝臟 (C) 比腰部 (D) 較明顯。因為肝臟是一個均勻攝取放射線的器官，所以假影較明顯。

量靠近第 2 至 4 環的位置，遠離第 5 環的位置邊緣，讓條狀假影落在邊緣的位置，而且增加收集時間，讓整個照野內的計數增加，減少雜訊干擾。

雖然有文獻報告，PET 的 PMT 因數目眾多，倘若只有單一個 PMT 反應效率降低，不會影響整體表現，是可以忽略但仍要持續追蹤 [6]。但我們的結果是相反的，可能是因影像重組放大雜訊，使假影更明顯 [5]。

PET 校正表面上雖然可以經由電腦的後處理運算法校正，可以補償損壞的 PMT 的計數，重建基準值，使每日品質圖是通過允收值，但仍會發生影像異常，所以仍須以確認影像品質為主。

結論

在 PET DQA 異常，雖可照原廠建議所言先做 PET 校正，重建基準值後，每日品質圖顯示通過後進行檢查，但在影像上仍有可能發生條紋假影，所以即使通過 DQA 的允收值，仍需觀察影像是否有假影。

參考資料

1. 中華民國核醫學學會核醫用正子造影掃描儀品質控管執行政程序書。
2. Todd M. Blodgett, Ajeet S. Mehta, Amar S. Mehta, Charles M. Laymon, Jonathan Carney, David W. Townsend. PET/CT artifacts. *Clinical Imaging* 2011;35:49-63.
3. Paul E. Christian, Kristen M. Waterstram-Rich。丁慧枝，PET 儀器，核子醫學與 PET/CT，第七版，臺北，台灣愛思維爾，2015，343-346。
4. Rachal A. Powsner & Edward R. Powsner。王愛義，林俊良，余勝正等，品質控管，基礎核子醫學物理學。第二版。台北，合記，2010:143。
5. Paul E. Christian, Kristen M. Waterstram-Rich。丁慧枝，SPECT 與 SPECT/CT 的原理，核子醫學與 PET/CT，第七版，臺北，台灣愛思維爾，2015，310-315。
6. International Atomic Energy Agency. PET/CT Atlas on Quality Control and Image Artefacts. IAEA human health series, No. 27, Vienna, International Atomic Energy Agency, 2014:28-30.

Streak Artifact due to a Defective Photomultiplier Tube of PET Although passed by DQA

Li-Chun Wu, Yu-An Yen, Chiang Hsuan Lee*

Department of Nuclear Medicine, Chi Mei Medical Center

Abstract

Background: It is generally believed that the PET image is passed by the daily quality assurance (DQA), and the image of the day is reliable.

Method and Material: It showed PET DQA failed twice. The first time was the photomultiplier tube of the No. 6 module of the fifth ring. The engineer replaced the suspected damaged photomultiplier tube with the No. 12 module position of the same ring, and it was the second time that this has happened. The engineer performed PET calibration, and established a baseline, after that the daily quality graph acceptance value passed before schedule for the day.

Results: DQA passed, the PET image showed no obvious abnormality at each overlap, but there was a significant stripe artifact in the liver axial section, and the position of the damaged photomultiplier tube was related to the direction of the artifact. Finally, It was confirmed that the photomultiplier tube was damaged.

Discussion: The damaged photomultiplier tube was on the 5th ring, and it was the overlap of each field. It could be the count of the first ring of the latter field fill up the count of the 5th ring of the previous field, so each overlap was no obvious artifact, but the liver axial section was more obvious, because the liver count is the middle value, and it is an organ that uniformly absorbed radiation, which is easier to observe.

Conclusion: Although the DQA passed, it is still necessary to observe whether the image has artifacts.

Key words: PET, DQA, streak artifact, daily quality graph

J Nucl Med Tech 2019;16:1-6

Received 2019/5/24
Corresponding author: Chiang Hsuan Lee
Department of Nuclear Medicine, Chi Mei Medical Center
Address: No. 901, Zhonghua Rd., Yongkang Dist., Tainan City 710, Taiwan (R.O.C.)
Tel: 06-2812811-53575 E-mail: chlee4@ms45.hinet.net

改善核醫科準直儀推車推行並降低人員肌肉傷害之探討

張雅蓮^{1*} 楊淑琴¹ 莊濬超² 吳志順¹ 吳麗君³

¹ 奇美醫療財團法人柳營奇美醫院

² 中山醫學大學 醫學影像暨放射科學系

³ 奇美醫院 核醫科

摘要

研究目的：本科有三台推車 (cart)，其重量不盡相同。由於十分難以推動，人員甚至因推拉動作出現肌肉傷害。

方法：於地面鋪設鋼板，並運用摩擦力種類中的最大靜摩擦力及動摩擦力兩個面向分別探討。

並且為了增加人員抓握推車手把能力，嘗試於推行時戴上止滑工作手套，意圖使推行過程更流暢。

結果：鋪設鋼板前後，三台推車 p 值皆小於 0.001 [表二]，表示最大靜摩擦力有顯著改善。而動摩擦力則無顯著差異。

穿戴止滑工作手套後，在所有路徑運行時，運作時間皆有縮短 [表四]。

結論：鋪設鋼板前後，最大靜摩擦力有顯著差異。且在所有路徑運行時，運作時間皆有縮短，執行此工作項目時感覺流暢許多。

關鍵詞：職業傷害、準直儀、摩擦力、止滑工作手套

核醫技學誌 2019;16:7-11

前言

經濟、工作和家庭是造成國人壓力的三大因素，其中最大壓力源就是生活負擔及經濟壓力 [1]。且在工作壓

力源的調查部分，部分人員認為工作環境與狀況是最主要的壓力來源 [2]。因此工作環境對於工作人員來說具有舉足輕重的地位。

醫事放射師在職場上需要從事重勞力工作，例如：搬移病人等。而在核子醫學科服務之放射師，由於工作需求，更是需要經常推拉準直儀推車，可能因此造成肌肉骨骼傷害。工作引起肌肉骨骼傷害 (work-related musculoskeletal disorders，簡稱 WMSDs) 是國際間最常見的職業性疾病之一。根據各國的職災調查統計，在所有職業傷病案件數當中，肌肉骨骼傷病案件數佔有相當高的比例，美國 32%、英國 40%、日本 41.2%，歐盟等國平均也有 38% 以上 [3]。臺灣勞保職業災害給付資料顯示，肌肉骨骼傷害佔職業傷害比例由 2006 年的 50.3% 逐年攀升至 2016 年的 65.9%，且皆為勞工保險職業災害給付人次的第一位 [4]。

本科在執行不同檢查時，因檢查需求可能需要更換不同準直儀。科內有三台推車 (cart)，分別裝載不同準直儀。由於十分難以推動，女性人員甚至因推拉動作出現肌肉傷害。

材料與方法

核子醫學科之準直儀 (Collimators) 放置於閃爍晶體 (Scintillation Crystals) 的前方，是以鉛或鎢等高原子序物質的合金製造而成，其目的為限制入射 γ -ray 的行進範圍與方向。用以減少雜訊 (noise) 及增加空間解析度 (Spatial resolution)，但也因此減少計數效率及靈敏度 [5]。其中分別以能量、功能及準直儀孔徑方向，可區分為低能量 (Low energy)、中能量 (Medium energy)、高能量 (High energy)；依照功能分為通用 (All purpose)、高解析度 (High

接受日期：2019年6月13日
通訊作者：張雅蓮
單位：奇美醫療財團法人柳營奇美醫院
地址：台南市柳營區太康里201號
電話：0975953109

resolution)、高敏感度 (High sensitivity)；依照孔徑方向則可分為平行式 (Parallel-Hole)、聚焦式 (Converging)、散焦式 (Diverging)、針孔式 (Pinhole)、扇形式 (Fan Beam) [6]，以上可相互搭配成為眾多種類準直儀運用於臨床。

準直儀與造影機系統解析度 (Rs) 有著密不可分之關係。系統解析度 (Rs) 是由準直儀解析度 (Rc) 和內部空間解析度 (Ri) 而組成，數學關係為 $R_s = \sqrt{R_c^2 + R_i^2}$ [7]。由此可知，準直儀對於造影機解析度而言，其重要程度可見一斑。

本文中所提及的準直儀分別為低能高解析度準直儀 (low-energy high-resolution collimators)、中能量準直儀 (medium-energy low-penetration collimators)、針孔準直儀 (Pinhole collimators)、扇形準直儀 (FanBeam collimators) 及 Smart-Zoom (SIMENS intevo 機型中，專用於心肌灌注掃描之準直儀)。

由於不同的準質儀其重量均不相同，另外再加上準直儀推車 (Collimator cart) 後的重量則更加難以推動。依照每種機型而設計出的準直儀推車，其重量亦可能不盡相同。[表一]

本實驗將所測量數值利用 SPSS22. 統計軟體分析，並使用成對樣本 T 檢定來比較方法施行前後之差異。

表一：說明本科三台推車 (cart) 所裝載之準直儀及各推車總重量 (資料由西門子廠商提供)

	裝載準直儀	推車總重量 (kg)
Cart 1	LEHR 及 MELP	353.7
Cart 2	Pinhole	261.8
Cart 3	Fanbeam 及 Smart-Zoom	332.7



圖一：鋪設鋼板前之環境。

方法一：地面鋪設鋼板

本科地板因與院內統一使用防滑材質而較為柔軟，尤其在推車於軌道中拉出時最為費力 [圖一]。為減少地面對於推車輪子的摩擦力，我們利用金屬摩擦係數較小之特性，於地面鋪設一定厚度之鋼板 [圖二]。本實驗運用摩擦力種類中的最大靜摩擦力及動摩擦力兩個面向分別探討；對本實驗而言，最大靜摩擦力為推車由靜止到開始運動的瞬間，接觸地面所產生的摩擦力；而動摩擦力則是推車在運動過程中，與地面所產生的摩擦力。由於考量到雙腳在推車拉出軌道瞬間，亦需施與地板阻力，因此鋼板鋪設範圍並非涉及所有移動路徑，而是僅限於推車推進軌道內時，推車軌道與車體所涵蓋之地面範圍。

使用手提式電子秤 (廠牌及型號為 E-books L2) 測量拉力，藉此得知每台推車拉出瞬間之最大靜摩擦力，以及推車緩慢移動過程中之動摩擦力。

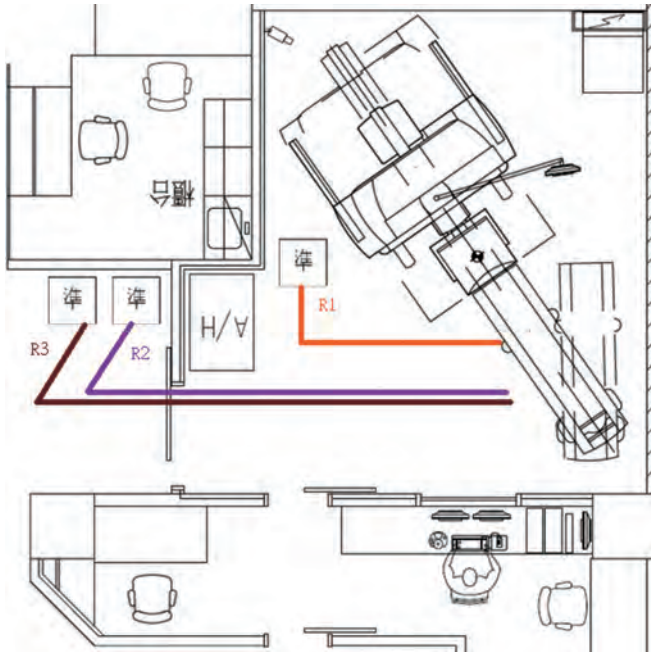
方法二：穿戴止滑工作手套

為了增加人員抓握推車手把能力，嘗試於推行時戴上止滑工作手套，此種手套之止滑面材質通常為 Nitrile (屬於一種橡膠)。運用此手套增加手掌與推車手把間的摩擦力，如此一來，在抓握推車手把或改變推車方向時便省力許多。

把三台推車從停放位置運行到床邊 (預備更換準直儀之位置) 的路徑分成 Route1 (簡稱 R1)、Route2 (簡稱 R2)、Route3 (簡稱 R3) [圖三]，分別蒐集科內所有放射師，數次推進與拉出推車的推行時間。推進推車定義為停放推車處至床板軌道中；而拉出推車定義為床板軌道中至停放推車處。並比較穿戴止滑工作手套後，是否因運作較順暢而縮短推行時間。



圖二：鋪設鋼板後之環境。



圖三：三台推車從停放位置推行到床邊的路徑，分成 Route1 (簡稱 R1)、Route2 (簡稱 R2)、Route3 (簡稱 R3)。

結果與討論

探討上述兩種方法相互配合後，是否有顯著成效。

結果一：地面鋪設鋼板

施工前後，最大靜摩擦力整體來說有顯著差異 [表二]。代表鋪設鋼板後，推車在拉出的瞬間，所需要的拉力的確減少，而人員感受上也有感覺輕鬆一些。

而動摩擦力則無顯著差異 [表三]，主要原因在於若希望外力等於動摩擦力時，則物體需以等速度運動，亦即物體移動速率必須維持不變。但實際上以人力推拉推車時，無法以等速度移動，因此測量到的拉力亦無法等於真正的動摩擦力。

結果二：穿戴止滑工作手套

穿戴止滑工作手套後，在所有路徑運行時，無論是推進或拉出皆有顯著改善；亦即穿戴手套後，運作時間皆有縮短 [表四]。尤其是在路徑轉折處 (改變推車方向時)，雖不易測量數值，但人員感覺抓握力較佳、較易掌控推車方向，執行此工作項目時感覺流暢許多。

表二：說明鋪設地板前後，三台推車於最大靜摩擦力之差異

	鋪設地板前之最大靜摩擦力 (Kg)	鋪設地板後之最大靜摩擦力 (Kg)	改變量 (Kg)	p 值
Cart 1	24	18.5	5.5	$p < 0.001^*$
Cart 2	16.9	15.2	1.7	$p < 0.001^*$
Cart 3	19.4	17.4	2	$p < 0.001^*$

* $p < 0.01$ 。

表三：說明鋪設地板前後，三台推車於動摩擦力之差異

	鋪設地板前之動摩擦力 (Kg)	鋪設地板後之動摩擦力 (Kg)	p 值
Cart 1	13.56	13.66	$p = 0.93^*$
Cart 2	12.47	14.1	$p = 0.28^*$
Cart 3	21.8	13.28	$p = 0.003^{**}$

* $p > 0.05$ ，** $p < 0.01$ 。

表四：說明穿戴工作手套前後，科內放射師對於推車推行時間差異之統計

		平均數 ± 標準差	95%CI	P 值
Route 1	穿戴前後之推進時間差異	3.11 ± 1.50	1.53 ± 4.68	0.004**
	穿戴前後之拉出時間差異	6.67 ± 4.23	2.23 ± 11.10	0.012*
Route 2	穿戴前後之推進時間差異	3.34 ± 2.98	0.20 ± 6.46	0.041*
	穿戴前後之拉出時間差異	3.45 ± 1.21	2.18 ± 4.71	0.001**
Route 3	穿戴前後之推進時間差異	5.33 ± 2.9	2.25 ± 8.41	0.007**
	穿戴前後之拉出時間差異	6.67 ± 2.84	3.69 ± 9.65	0.002**

※ 單位為時間 (秒) 。 *p < 0.05 ， **p < 0.01 。

結 論

研究資料顯示，不同性別及 BMI 值之族群在身體各部位的肌肉骨骼不適有顯著差異，其中以女性者在上背部位不適比例較高；且勞研所調查台灣全產業受雇者工作環境安全衛生狀況認知中，所提到女性肌肉骨骼痠痛比例高於男性，兩者結論相互呼應 [1]。本科放射師中，在執行推拉準直儀推車時，亦為女性工作人員較易發生肌肉損傷；就算對男性工作人員而言，若為體型相近女性工作人員者，亦感到吃力。

此改善方案利用鋪設金屬材質地板，降低地板對於推車輪子的摩擦力，藉此減少人員所需施與推車的力量；並且配合穿戴止滑工作手套，增加手掌對於推車把手之抓握力。兩種方式具有相輔相成之效果，進而達到改善人員執行此工作項目之困擾，也降低造成肌肉損傷之可能性。

參考資料

1. 黃漢華。國人三大壓力源：經濟、工作、家庭。遠見雜誌。引用 2018/01/01。
2. 林雯志、湯勝輝、涂雲瑾、張錦標。1998-2009 年台灣地區醫檢人員工作壓力源及其因應之比較探討。中華職業醫學雜誌 17(4): 231-237, 2010。
3. 徐世美、盧俊銘、陳宥竹。醫事放射師肌肉骨骼不適之人因分析。中華放射線技術學雜誌 C J Radiologic Tech 2016; 40(3): 147-161。
4. 行政院勞動部勞工保險局(2016)。勞工保險統計年報。取自 <http://www.bli.gov.tw/sub.aspx?a=quVMPpEyz9Y%3D> 引用 2018/01/01。
5. https://prezi.com/f_zqitdzsjs6/presentation/ 引用 2018/01/01。
6. <https://www.fs.vghks.gov.tw/001/VghksUploadFiles/323/ckfile/9996ab1c-2266-4289-878e-515eb6449fa5.pdf> 引用 2018/01/01。
7. David Wyn Jones, Peter Hogg, Euclid Seeram Eds: Practical SPECT/CT in Nuclear Medicine.p52。

Improving the Operation of Nuclear Medicine Collimator Cart and Reducing Muscle Injury of Personnel

Ya-Lien Chang^{1*}, Shu-Qin Yang¹, Jim-Chao Chuang²,
Chih-Shun Wu¹, Li-Chun Wu³

¹Division of Nuclear Medicine, Chi Mei Medical Center, Liouying, Tainan, Taiwan

²Chung Shan Medical University Department of Medical Imaging and Radiological Sciences

³Division of Nuclear Medicine, Chi Mei Medical Center, Yongkang, Tainan, Taiwan

Abstract

Purpose: There are three collimator carts which loaded with different collimators and are very difficult to move in the department. The staff even suffers muscle injury due to push-pull movements.

Methods: Laying steel plates on the ground, and using the maximum static frictional force and kinetic frictional force of the friction types to discuss separately.

And in order to increase the ability of personnel to grasp the handle of the cart, try to wear anti-slip work gloves during the push, the intention is to make the push process smoother.

Results: Before and after laying the steel plates, the p-values of the three carts were less than 0.001. indicating that the maximum static frictional force was significantly improved. There was no significant difference in kinetic friction.

After wearing anti-slip work gloves, the operating time is shortened when running on all paths.

Conclusion: There is a significant difference in the maximum static frictional before and after laying the steel plate. And when all the paths are running, the operating time is shortened, and the execution of this work item feels much smoother.

Key words: Occupational injury, Collimator, Friction, Anti-slip work gloves

J Nucl Med Tech 2019;16:7-11

Received 2019/6/13

Corresponding author: Ya-Lien Chang

Division of Nuclear Medicine, Chi Mei Medical Center, Liouying, Tainan, Taiwan

Address: No. 201, Taikang, Liouying Dist., Tainan 736, Taiwan, R.O.C.

Tel: 0975953109

利用 CZT SPECT 提升鈾 -201 心肌灌注影像效率與品質 - 心臟假體實驗

陳在揚^{1*} 莊凱文² 許天睿¹ 林立凡¹ 邱創新¹

¹ 三軍總醫院 核子醫學部

² 台北慈濟醫院 核子醫學科

摘要

背景：心肌血流灌注造影在評估冠狀動脈疾病的診斷、術前評估、術後追蹤，皆有非常重要的臨床意義，傳統的伽瑪攝影機受限於碘化鈉閃爍晶體偵測效率低，導致較長的檢查時間及需使用較大的造影劑量，而新一代的半導體 (CZT) 技術，可直接轉換伽瑪射線為電子訊號，大幅提升儀器的靈敏度，因而縮短了檢查時間及降低病人輻射劑量 (2)。但國際間對半導體攝影機使用 Tl-201 檢查的假體研究較少，故本篇研究以假體驗證 CZT 影像品質。

方法：使用 Cardiac Insert™ 可置入式心臟假體及配套的胸腔假體，分別以 Tc-99m 與 Tl-201 核種模擬血流灌注之影像。研究影像採集與重建參數以模擬實際情形，比較 Tl-201 心肌影像於半導體及閃爍晶體伽瑪攝影機的差異，驗證 Tl-201 正常及缺血心肌，使用不同伽瑪攝影機的影像變化。

結果：結果顯示時間之影像與量化數值沒有顯著差異。Butterworth 濾波器設定截止頻率提高，會有較好的影像對比，但是在軸相影像，將犧牲心肌基底 (base) 的色階呈現；心肌下壁影像半導體機型有較好的準確性，但前壁 - 中隔 (anterior-septal) 區域易產生偽陽性缺損；此外半導體機型有優越的能量解析度，可以區分相近的能量光譜，得到近似於 Tc-99m 的空間解析度。

結論：半導體伽瑪攝影機可以增加 Tl-201 心肌血流灌注

造影，下壁診斷的準確性，但是須注意不同於過去閃爍晶體伽瑪攝影機的經驗，易在前壁 - 中隔 (anterior-septal) 的區域產生偽陽性的影像缺損，此外使用閃爍晶體伽瑪攝影機做心肌灌注造影，如遇肺心比率過高，或心肌攝取量低的病人，改用半導體機型，可大幅改善影像空間解析度，提升診斷品質。

關鍵詞：心肌血流灌注造影、伽瑪攝影機、半導體偵檢器

核醫技學誌 2019;16:13-22

背景介紹

核醫學分子影像技術起源於二十世紀五十年代。從早期的閃爍掃描器，到後來的伽瑪攝影機，再到今日的單光子電腦斷層 (SPECT)，基本結構都是晶體加光電倍增管，由於成像技術限制，設備性能提升的空間已經不多。而新一代的半導體 (cadmium-zinc-telluride) 偵檢器技術，具有全數位化顯像、同時檢測伽瑪射線和 X 射線的能力、高量子探測效率、高能量解析度、SPECT 高空間解析度、高靈敏度、高對比、體積小巧等優點。相較常規 SPECT，新型的心臟專用半導體攝影機固有空間解析度提高了一倍，達到 2.46 mm；病灶探測能力較常規 SPECT 提高約 2 倍，達到 4 mm (3,4)；多角度針孔探頭設計，大大提高了影像對比度，超快的顯像速度也降低了病人不自主躁動造成的假影 (5)，使得影像品質大幅的提高，從而使一些過去無法施行的應用模式如血流定量得以實現，拓展了臨床診斷價值，整體降低了對病人可

接受日期：2019 年 11 月 5 日

通訊作者：陳在揚

單位：三軍總醫院 核子醫學部

住址：台北市內湖區成功路二段 325 號

電話：+886-2-8792-3311 電子信箱：tzaiyang@gmail.com

能的醫療輻射傷害 (6)。

半導體與閃爍晶體攝影機，在成像原理上的巨大差異，導致檢查程序的不同，閃爍晶體攝影機檢查程序，使用 2 個低能量高解析度 (LEHR) 準直儀以 L 型，環繞病人心臟採集 180 度影像 (23 sec/frame/3°)，共 60 張心臟投影，掃描時間約需 15 分鐘；半導體攝影機直接採用 19 列針孔準直儀，同時採集心臟各角度影像，並使用特殊的演算法重組，掃描時間只需 3 至 5 分鐘，且可用 LIST MODE 擷取動態訊號，於時間任意重組，基於上述原因，故本研究利用心臟假體 (Cardiac Insert™) 模擬，半導體攝影機使用不同掃描程序下，心臟假體置入缺塊 (Fillable Defect Set) 模擬灌注缺損區域的影像，相較於閃爍晶體攝影機之變化。

本部於 106 年 10 月啓用了心臟專用半導體攝影機 (Discovery NM530c; GE Healthcare, Haifa, Israel)，此機型使用先進的半導體元件取代過去的閃爍晶體 - 光電倍增管影像收集模式，從已有的國際研究文獻中已被證實，可大幅減短病人影像收集時間、降低檢查所需之輻射劑量、提高空間及能量解析度等優點，將顯著增加影像品質及心肌灌注檢查 (Myocardial Perfusion Imaging; MPI) 缺血病灶診斷率。但這些國外的 MPI 研究數據幾乎使用 Tc-99m MIBI (methoxyisobutylisonitrile) 或 Tc-99m Tetrofosmin，而以 TL-201 製劑為主的影像研究文獻較少。此外本部心肌灌注檢查部份病人，仍須混用閃爍晶體攝影機，或過去使用閃爍晶體攝影機，但如今改以半導體攝影機造影之病人，為顧及影像品質及病灶診斷之一致性，不因使用機型而有所差異，因此研究中灌製

TL-201 心臟假體驗證相較使用 Tc-99m，半導體攝影機與閃爍晶體攝影機兩者之差異，以最佳化本部心肌血流灌注造影，同時提供醫師更直觀的影像與數據對照資料。

材料與方法

心臟假體：

本篇研究使用 Cardiac Insert™ 可置入式心臟假體及其配屬胸腔假體附件 (圖 1) 進行影像研究，內部規格心室長 9.3 cm、直徑 6.1 cm、體積 60 ml，心壁厚度 1 cm、體積 110 ml，模擬正常之心肌血流灌注影像，此外於心室容積中，下壁置入 45° x 1.5 cm 之冷區缺塊 (Solid Defect Set)，側壁置入 60° x 2 cm 之冷區缺塊，以模擬缺血心肌之影像。依照 Tc-99m 與 Tl-201 的臨床心肌攝取數值灌注假體，其中 Tc-99m 組別在心室容積注入 33.3 MBq、胸腔背景區域注入 77.7 MBq，模擬使用 Tc-99m MIBI 之影像；另一 Tl-201 組別在心室容積注入 4.44 MBq、胸腔背景區域注入 17.8 MBq，模擬使用 Tl-201 之影像，影像收集於半導體伽瑪攝影機的劑量率近似於實際臨床病人。

伽瑪攝影機：

半導體攝影機使用奇異公司製造的 Discovery NM530c 機型，其內置 19 個鎢製針孔準直儀及固定式 4 x 4 cm 的鎘鋅碲 (CZT) 偵測器，γ 射線直接在鎘鋅碲半導體上產生電荷訊號，藉由獨立的電子處理單元運算訊號，搭配聚焦在心臟部位的多偵測器技術以增加檢查靈敏度，因其為多角度同時靜態取景，所以可以搭配 list

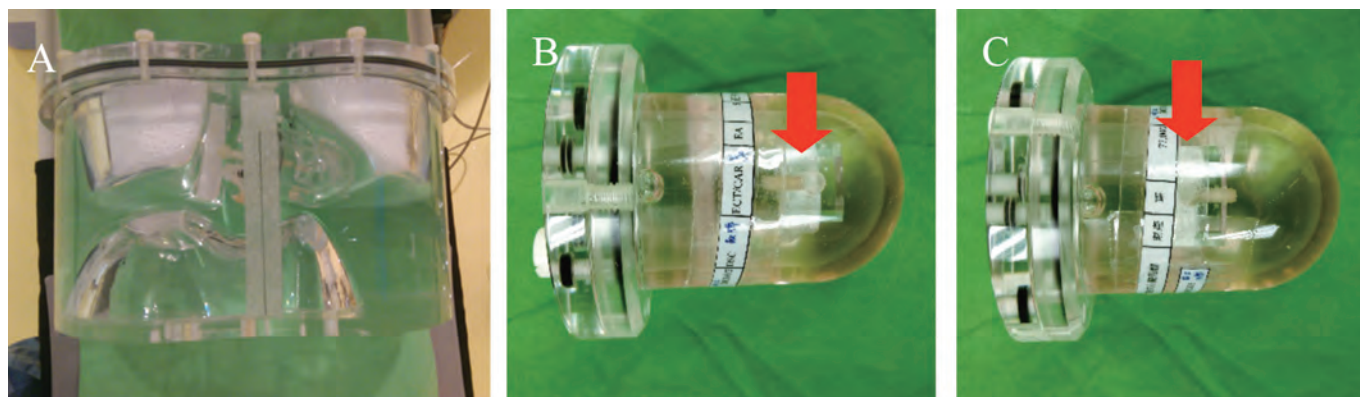


圖 1：(A) 呈現 Cardiac Insert™ 可置入式心臟假體及其配屬胸腔假體圖，心臟假體置於胸腔假體左側 45° 中模擬於人體中實際位置，肺部填充保麗龍，其餘容積約 9,600 ml，會注入水及背景活性，模擬真實射束衰減情形。(B) 呈現下壁置入冷區缺塊圖示。(C) 呈現前側壁 (anterior-lateral wall) 置入冷區缺塊圖示。

mode 在時間軸向上任意重組影像。閃爍晶體攝影機使用奇異公司製造的 Infinia Hawkeye 4 與西門子公司製造的 Symbia S 機型，都配備 LEHR 鏡頭，造影時使用 L 模式， γ 射線穿透準直儀後，先在碘化鈉晶體轉換成光訊號，再藉由光電倍增管轉換成電子訊號用以成像，影像訊號的失真及減損較多，且造影過程會旋轉偵測器，以取得 180° 影像投影，故會增加檢查時間。

影像採集及重建參數：

研究中使用臨床影像採集參數以模擬實際情形，Discovery NM530c 使用 Tl-201 影像採集參數：造影時間使用 list mode 收集 7 分鐘，額外重建出 3、5 分鐘影像，用以最佳化檢查時間，能峰設定不對稱能窗 -14 70 keV +23 以及 $167 \pm 9\%$ keV，重組參數 OSEM/Bw/0.32/20 額外重組出 0.28、0.37 影像，用以最佳化重組參數；Tc-99m 影像採集參數：造影時間 5 分鐘、能峰 $140.5 \pm 10\%$ keV，重組參數 OSEM/Bw/0.32/10。

Infinia Hawkeye 4 使用 Tl-201 影像採集參數：造影時間 27 sec/frame 共 30 個投影、能峰 $70 \pm 15\%$ keV 以及 $167 \pm 10\%$ ，重組參數 OSEM/Bw/0.32/10；Tc-99m 影像採集參數：25 sec/frame 共 30 個投影，能峰 $140 \pm 10\%$ keV，重組參數 OSEM/Bw/0.37/7；

Symbia S 使用 Tl-201 影像採集參數：造影時間 27 sec/frame 共 30 個投影、能峰 $70 \pm 20\%$ keV 以及 $166 \pm 15\%$ ，重組參數 OSEM/Bw/0.35/10；Tc-99m 影像採集參數：23 sec/frame 共 30 個投影，能峰 $140 \pm 15\%$ keV，重組參數 OSEM/Bw/0.37/7。

影像分析：

影像分析聚焦在 Tl-201 於半導體及閃爍晶體攝影機的比較，最佳化本院半導體攝影機的檢查程序，以及驗證 Tl-201 正常及缺血心肌在半導體攝影機之影像變化，由於 Tc-99m 心臟假體影像已有相當多的文獻探討，故只做有限及必要之比較。

造影時間部分，使用 list mode 方式收集 7 分鐘的影像，即可藉由 XELERIS 工作站內附的工具，在時間軸的方向重建出 3 與 5 分鐘之影像，以心臟應用軟體 (Myovation) 重組出心臟短軸 (SA)、水平長軸 (HLA)、垂直長軸 (VLA) 影像，直接觀察模擬缺血心肌的冷區缺塊變化，輔以壓製極座標圖，17 分區百分濃度分數量化方

式評估在不同時間的影像差異。

重組參數的部分，使用心臟應用軟體 (Myovation) 重組出參數為 OSEM/Bw/0.28/20、OSEM/Bw/0.32/20、OSEM/Bw/0.37/20 的影像，直接觀察模擬缺血心肌，心臟短軸 (SA)、水平長軸 (HLA)、垂直長軸 (VLA) 的冷區缺塊變化，並且使用 profile 分析工具，評估心肌下壁及前側壁影像的曲線變化。

最後以 17 分區極座標圖的百分活度分數，觀察心肌整體影像均勻度分佈，與利用 profile 分析曲線，計算心壁冷區缺塊的影像對比，藉由上述的量化方式評估 Tl-201 正常及缺血心肌，在半導體與閃爍晶體攝影機的影像差異。

結果

影像採集時間：

半導體攝影機利用環繞心臟，同時多角度的收集影像，搭配 list mode 影像儲存方式，就可以在時間軸上任意重組影像，為最佳化造影時間，並觀察不同時間對心肌缺血病灶之變化，我們將 TL-201 實驗組心臟假體影像，重組出 3、5 及 7 分鐘之影像 (如圖 2)，並分析極座標圖 (如圖 3) 與 17 分區百分活度分數 (如圖 4)，結果顯示這 3 組不同時間之影像與量化數值沒有差異 ($p > 0.05$)。

共進行了 5 次的心臟假體灌製，包含：正常組及實驗組 (下壁、側壁冷區) 的 TL-201 與 Tc-99m 研究假體，其中實驗組 TL-201 灌製 2 次，半導體機型收集的 TL-201 會再重組出不同時間及參數的影像，使用 17 分區極座標圖的百分活度分數，比較不同時間以及參數的差異，利用 profile 分析曲線比較實驗組 (下壁、側壁冷區) 的 TL-201 在不同伽瑪攝影機下的影像表現。

不同影像重組參數：

心臟影像重組演算法有濾波反投影及疊代法二種，反投影是依據精確的數學運算模式，計算不同角度平面影像回推其立體構造；疊代法則透過逐次近似值估計分佈。得益於電腦運算速度提升，現今之影像多以疊代法重組，其可計算較精確之衰減校正，並處理其他影像退化問題，疊代次數與活性分佈及影像複雜度有關。此外影響影像重組另一因素為濾波器，Butterworth 是常用於心臟造影之濾波器，因此比較 3 組不同濾波器影像差異 (如圖 5)。

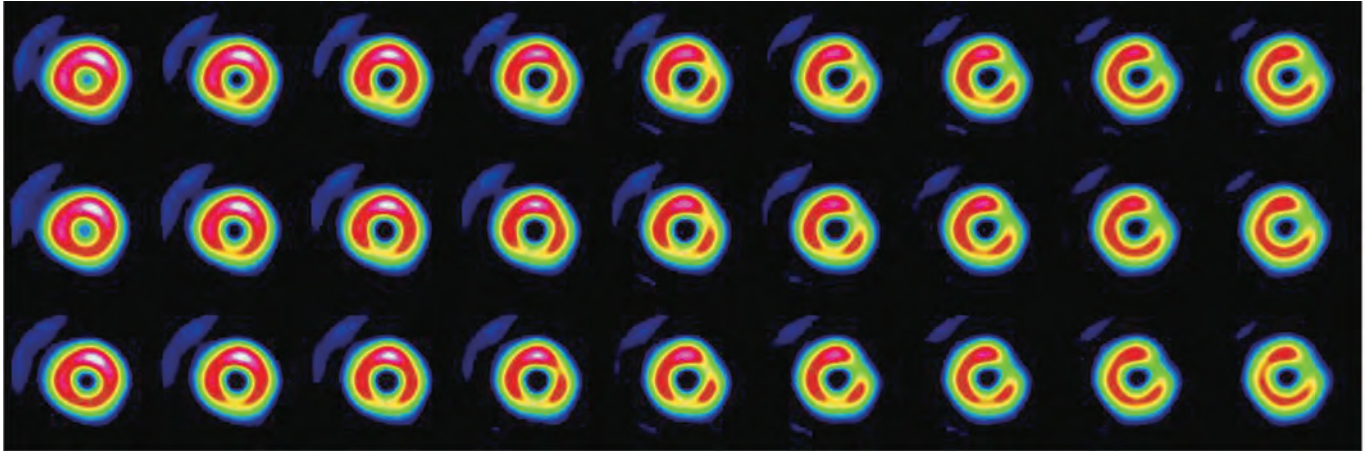


圖 2：list mode 方式重組出之短軸 (SA) 影像，由上而下分別為 3、5 及 7 分鐘，下壁缺損為 45° x 1.5 cm 之冷區缺塊，前側壁缺損為 60° x 2 cm 之冷區缺塊。

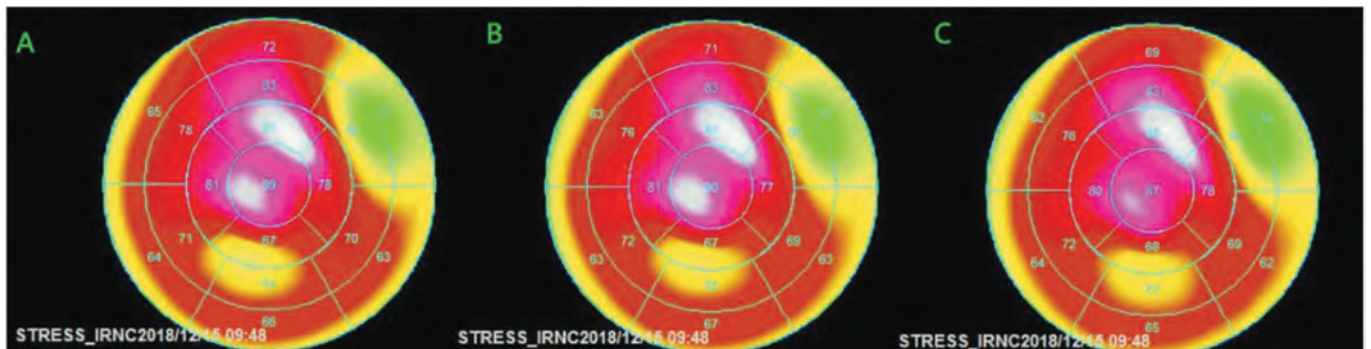


圖 3：A、B、C 分別為 3、5 及 7 分鐘的極座標圖下壁與前 - 側壁的灌注缺損，可整體呈現心肌各灌注區域藥物分佈情形。

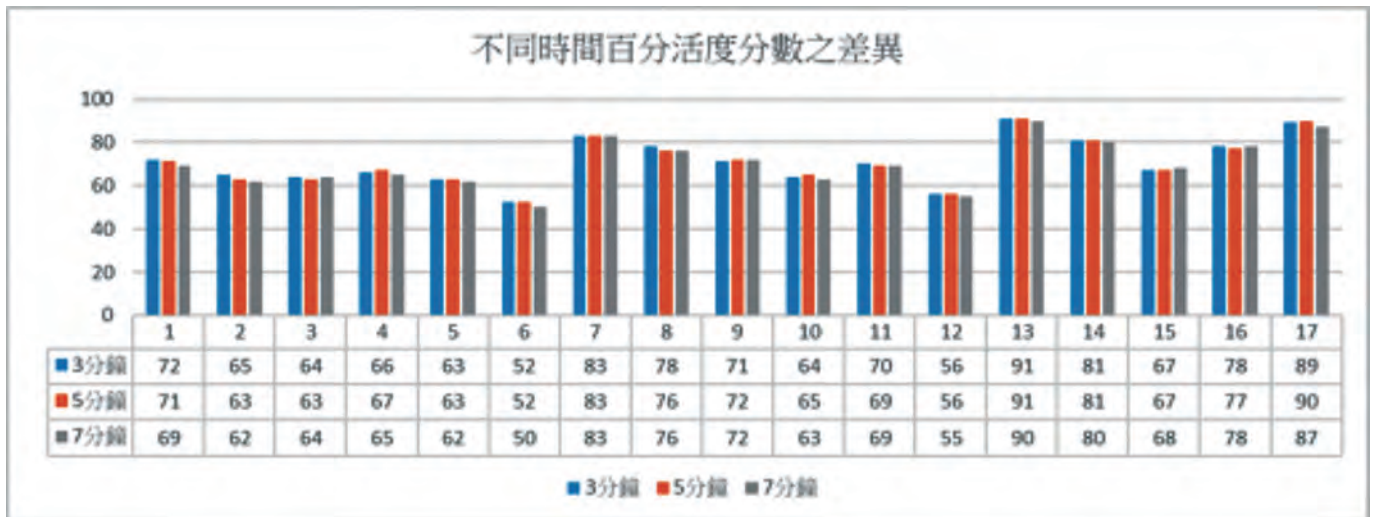


圖 4：17 分區的百分活度分數統計直方圖，不同影像採集時間對各分區數值影響小。

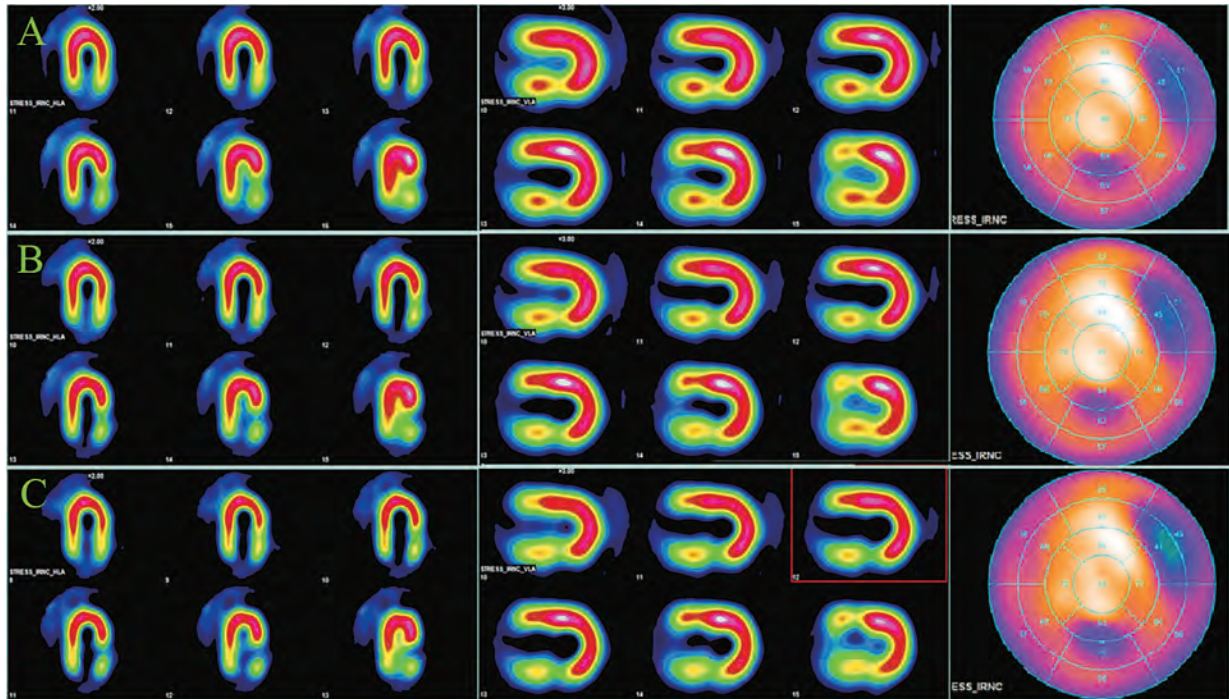


圖 5：A、B 及 C 分別是不同的參數重組之影像，依序為 Bw/0.28/15、Bw/0.32/15、Bw/0.37/15，由左往右則是水平長軸 (HLA)、垂直長軸 (VLA)、極座標圖 (polar map)。

半導體與閃爍晶體伽瑪攝影機的性能差異：

實驗組 Tl-201 心臟假體 (圖 6)，在不同伽瑪攝影機呈現出的短軸、水平長軸、垂直長軸影像，完全以臨床使用參數重建，用以模擬可能發生的病人在不同機台追蹤疾病，心肌缺血嚴重程度與面積判讀上之問題，除直接觀察的軸向影像外、也同時比較了極座標分數 (圖 7) 與下壁 (圖 8) 以及前-側壁 (圖 9) 心肌的 profile 分析曲線，用以評估其面積及影像對比之變化。

討論

過去對半導體攝影機使用 Tc-99m 做為同位素示蹤劑的研究，都共同指出了此類機型擁有優越的能量解析度、空間解析度與靈敏度，可在不影響影像品質情況下，大幅降低影像採集時間，或者減少同位素製劑以降低病人輻射劑量，Rene Nkoulou 等人驗證了半導體攝影機使用 ^{99m}Tc-Tetrofosmin 在 3 倍低於標準劑量的情況下，以背景減贅方式依然能取得不影響診斷的影像 (7)。Bernhard A. Herzog 等人也用 ^{99m}Tc-Tetrofosmin 研究半導體攝影機的時間最佳化，以壓力相採集 3 分鐘、休息相採集 2 分鐘之影像，即可得到與閃爍晶體攝影機標準程

序相同診斷性能的影像 (8)，我們的研究使用 Tl-201 注入帶有冷區缺損的心臟假體中，得到相似的结果，雖然本篇研究沒有涵蓋實際病人，但從假體的短軸影像、極座標圖及 17 分區分數上綜整評估，不同時間的影像具有相同的診斷效力，驗證了 Tl-201 亦有相同 Tc-99m 類同位素製劑，降低病人輻射劑量或減少時間的潛力。

使用不同影像參數會影響影像對比，如圖 5 所示 Butterworth 濾波器設定截止頻率提高，會有較好的影像對比，極座標冷區也較清楚，但是在軸相影像，將犧牲心肌基底的色階呈現，意即截止頻率提高增加診斷靈敏度，但降低部分區域的特異性，因此需考量心肌套用色彩的色階特性及各院醫師的閱片習慣，來決定最佳重組參數。

為了評估半導體與閃爍晶體攝影機對 Tl-201 心肌灌注的差異，我們將冷區缺塊分別置於極座標圖第 12 分區 (60° x 2 cm) 和第 4 分區 (45° x 1.5 cm)，半導體攝影機如預期有較佳的空間解析度，使用極座標圖 (圖 7) 與 profile (表 1) 分析前-側壁與下壁的影像差異，前-側壁 (分區 6、12) 各機型沒有明顯的不同，但是下壁 (分區 4、10) 的影像半導體攝影機與實際心臟假體有較好的一

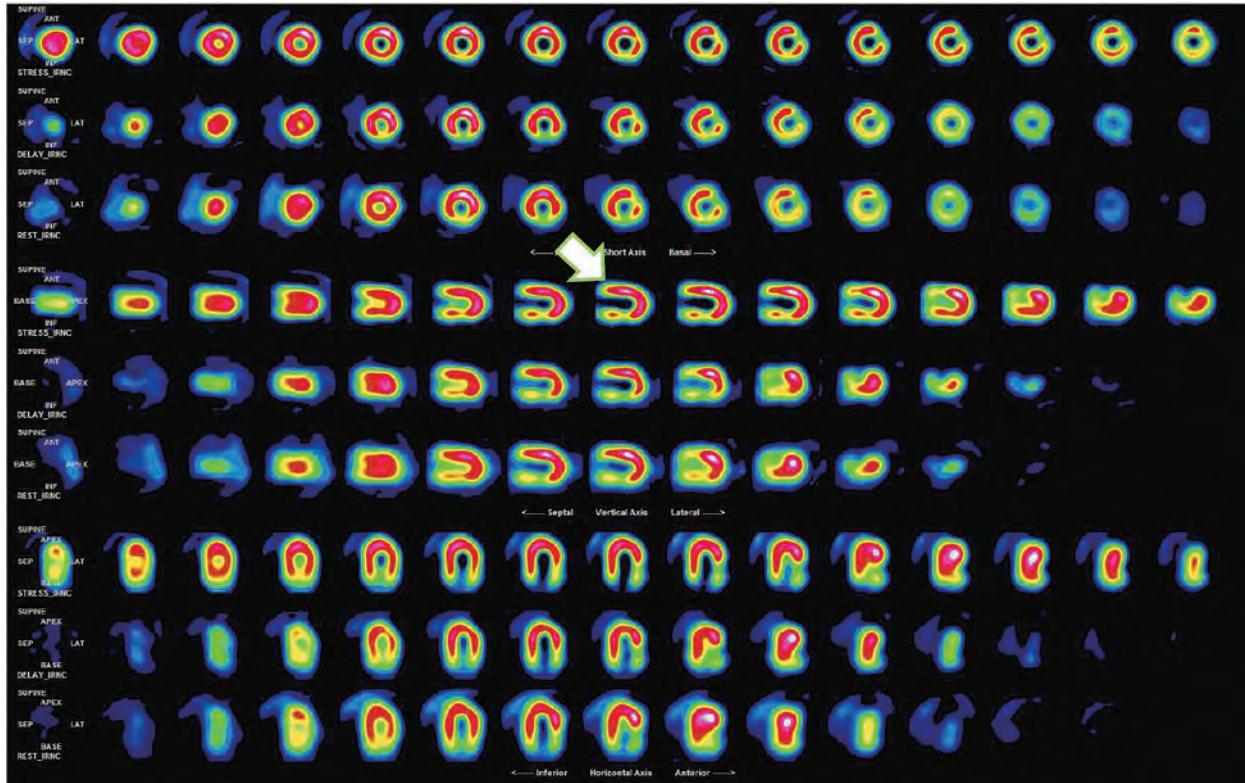


圖 6：影像依序為 NM530c（第一列）、Infinia Hawkeye 4（第二列）及 Symbia S（第三列）。如箭頭處所示，半導體攝影機較可呈現心肌下壁正確的缺血範圍。

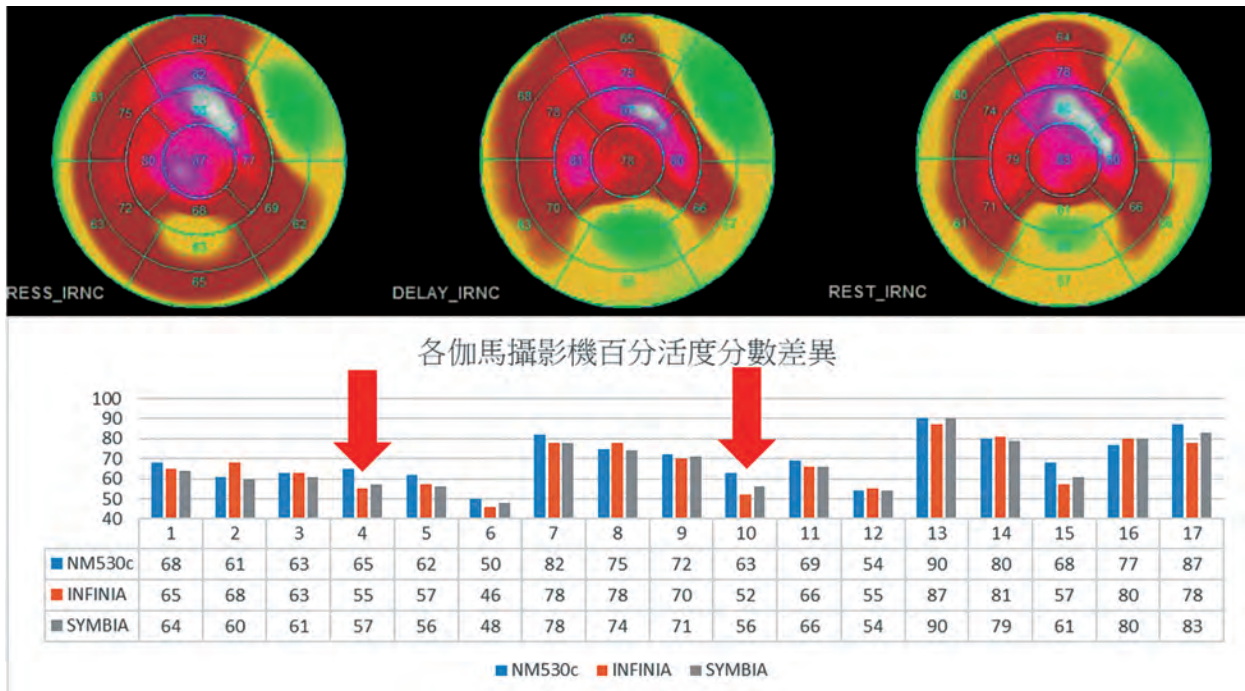


圖 7：極座標圖由左往右依序為 NM530c 其次為 Infinia Hawkeye 4 以及 Symbia S，紅色箭頭處，半導體顯著優於閃爍晶體攝影機，符合實際假體放置情形。

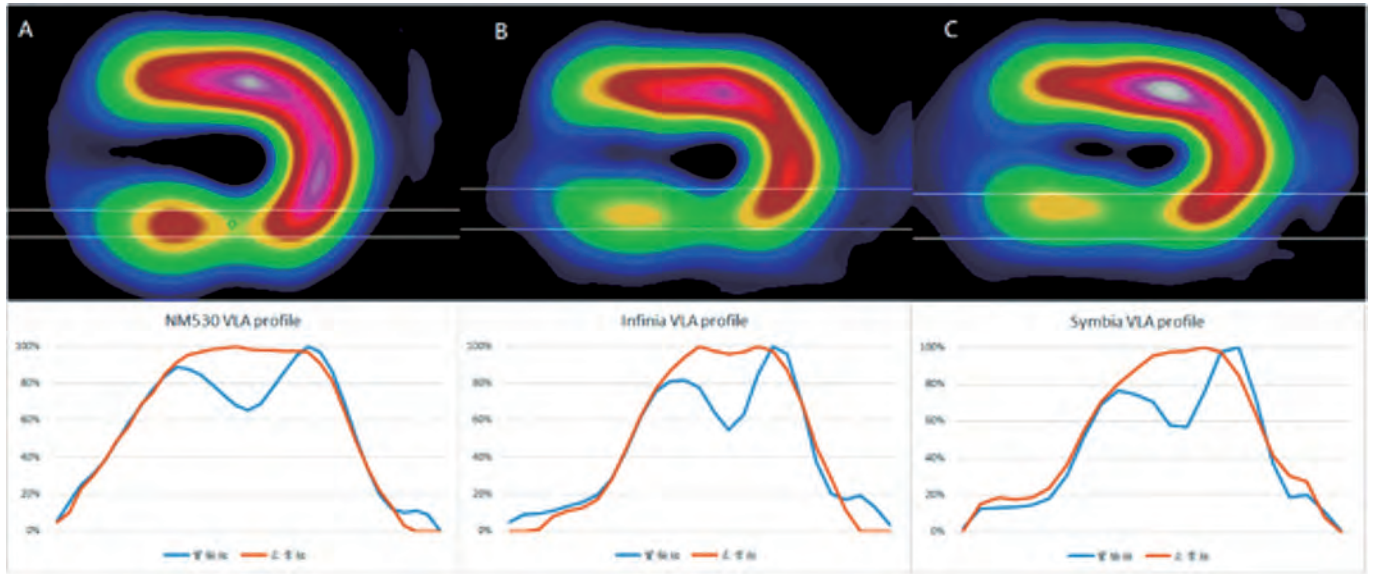


圖 8：(A) NM530c 的垂直長軸及其下壁 profile 分析曲線 (B) Infinia Hawkeye 4 的垂直長軸及其下壁 profile 分析曲線 (C) Symbia S 的垂直長軸及其下壁 profile 分析曲線；曲線棕色是未放置冷區的正常組，藍色是放置下壁冷區的實驗組。

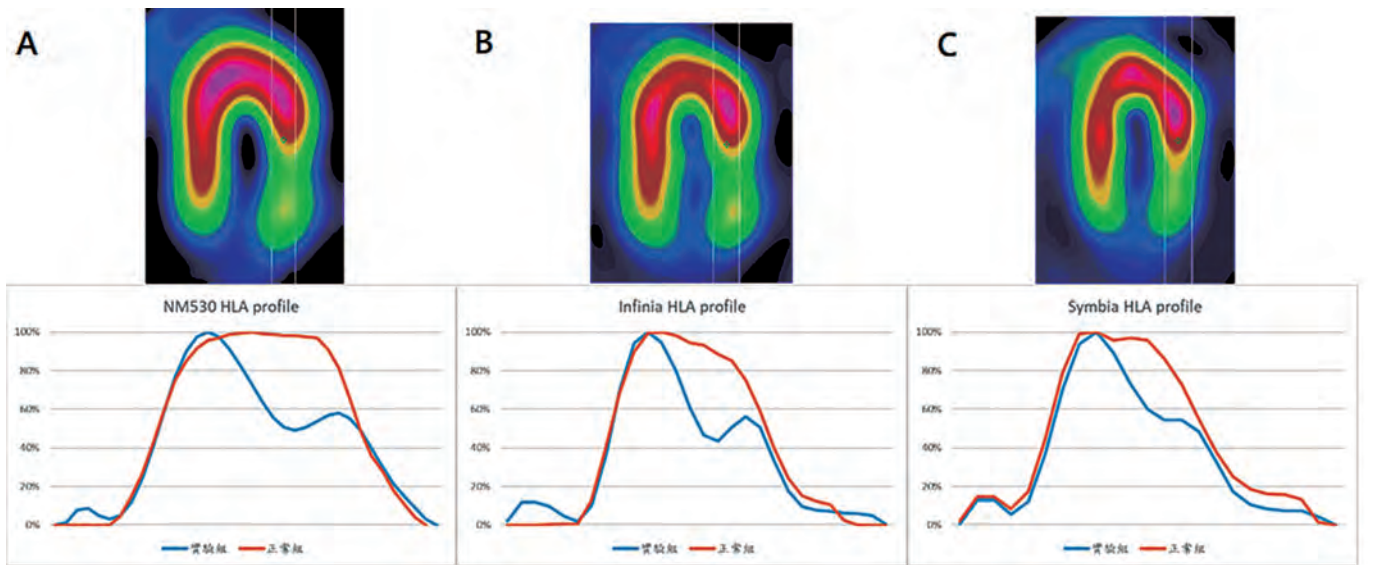


圖 9：profile 分析曲線 (A) NM530c 的水平長軸 (B) Infinia Hawkeye 4 的水平長軸曲線 (C) Symbia S 水平長軸；曲線棕色是未放置冷區的正常組，藍色是放置前 - 側壁冷區的實驗組。

表 1：profile 分析曲線正常與實驗組冷區缺塊後區域回復差異，半導體攝影機下壁差距最小，代表在下壁的診斷準確性上顯著優於閃爍晶體攝影機

	NM530c	Infinia	Symbia
前 - 側壁對比	42%	44%	46%
下壁對比	5%	17%	21%

致性，反映了對下壁診斷準確性優於閃爍晶體攝影機的事實，而在前 - 側壁兩者無明顯差別。

此外，TI-201 與 Tc-99m 在半導體攝影機的影像差異上，有令人驚訝的發現，就我們所知本篇文章中首次報告，正常組的 TI-201 極座標圖在前壁 - 中隔區域出現異常的灌注缺損，而此現象在使用 Tc-99m 半導體攝影機，以及 TI-201 使用閃爍晶體攝影機的極座標圖中並未產生 (圖 10)，推測可能成因於 TI-201 能量較低，且半導體攝影機異於傳統的影像收集方式 (180° 投影)，靜態多針孔同時採集影像，這種類似 PET 的方式，雖然減少了造影時間，且提供執行心肌血流定量的能力，但機架設計缺失了部分右側心臟投影的角度，加劇前壁 - 中隔區域的灌注缺損，而導致極座標圖分佈失衡，增加此區偽陽性的機率，Taishiro Chikamori 等人在日本針對 1,000 位臨床病人的大型研究 (9)，探討了 Tc-99m 在半導體機型的這種極座標圖分佈失衡現象，影像計數過於集中在心臟前壁，因此降低了前壁的靈敏度 (66%)，故本篇研究雖未涵蓋實際病人影像，但半導體攝影機使用 TI-201 檢查時，對於心肌前壁 - 中隔區域診斷應更謹慎。

在實驗組影像差異部分，TI-201 心臟假體經歷了兩

次灌製，依照前一次使用 Tc-99m 假體實驗的經驗，在心室灌入相當於 1/4 心壁活度的劑量，閃爍晶體攝影機呈現的影像迥異於半導體機型 (圖 11)，空間解析度大幅下

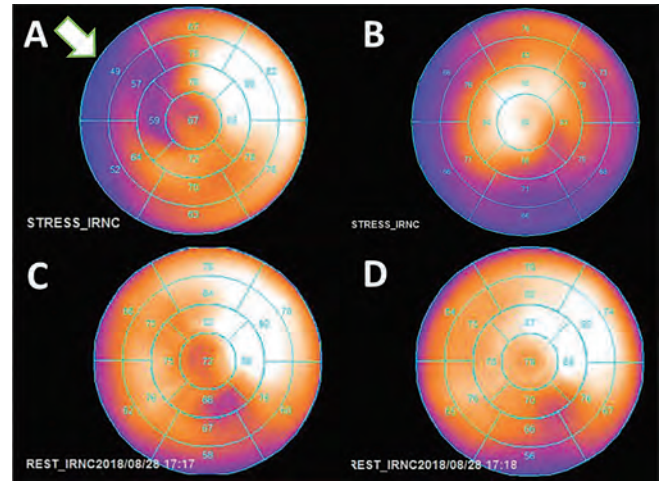


圖 10 : (A) 正常組 TI-201 使用 NM530c 取像的極座標圖。(B) 正常組 Tc-99m 使用 NM530c 取像的極座標圖。(C) 正常組 TI-201 使用 Infinia hawkeye I4 取像的極座標圖。(D) 正常組 TI-201 使用 Symbia S 取像的極座標；如箭頭處所示，半導體攝影機在正常組 TI-201 出現冷區灌注假影。

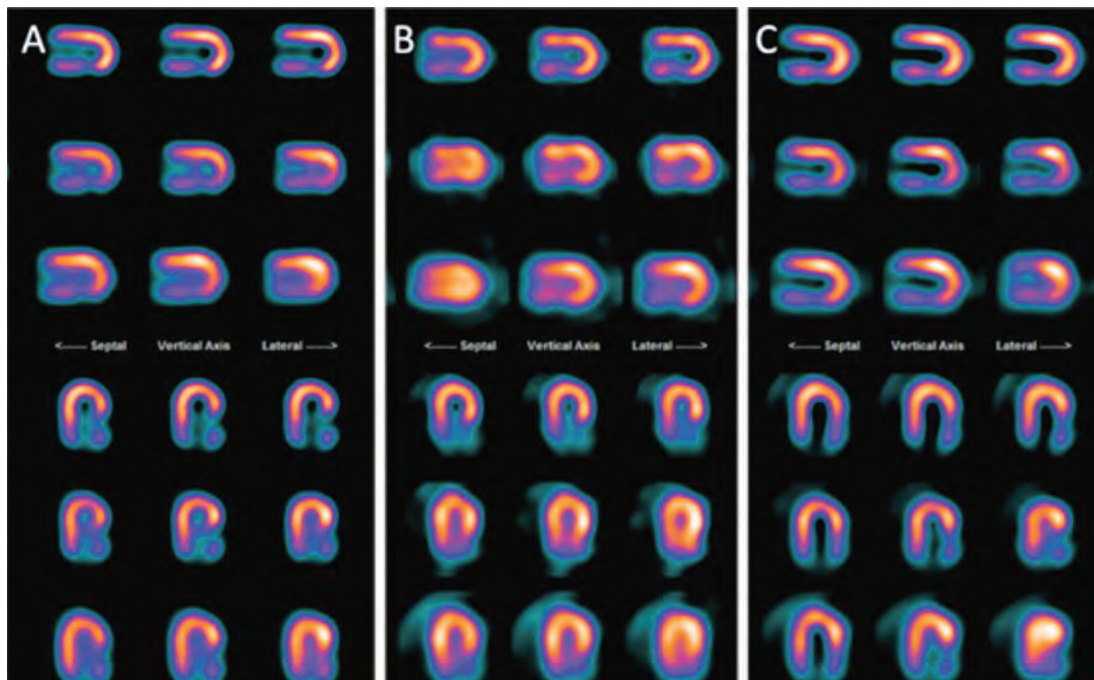


圖 11 : (A) Tc-99m 心室灌入相當 1/4 心壁劑量的假體影像。(B) TI-201 心室灌入相當 1/4 心壁劑量的假體影像。(C) TI-201 心室只注入水的假體影像；NM530c (第一列)、Infinia (第二列) 及 Symbia S (第三列)；由 B 與 C 的影像顯示在對比不佳的情況下，半導體機型總是可取得較佳的影像品質。

降，失去分析價值，之後心室單純注入水，再次進行了實驗，比較這 2 次 Tl-201 實驗組影像，半導體機型在心室與心室對比降低的情況下，仍能保有相對一致的影像品質，Moshe Bocher 等人的文章 (10) 中提及了可能的原因， γ 射束在半導體機型的針孔成像中，減少穿透鉛柵可能導致的影響，半導體直接產生電荷訊號，減少光電轉換的訊號遺失，增加靈敏度，能量解析度提升，改善了散射的危害，因此對不同的同位素以及全能量，都能提供相似的空間解析度，這代表 Tl-201 使用半導體伽瑪攝影機產生的影像，可以獲得近似 Tc-99m 的影像品質。

結論與建議

半導體攝影機可以增加 Tl-201 心肌血流灌注造影下壁診斷準確性，但是須注意不同於過去閃爍晶體攝影機的經驗，易在前壁 - 中隔的區域產生偽陽性的影像缺損，此外，使用閃爍晶體攝影機做心肌灌注造影，如遇肺心比率過高，或心肌攝取量低的病人，改用半導體攝影機，可大幅改善影像空間解析度，提升診斷品質。

利益關係

本篇研究使用之經費全數由三軍總醫院民診研究基金支應，內容主要比較半導體與閃爍晶體攝影機的差異，未接受任何利害關係方的贊助。

參考文獻

1. James E. Udelson, MD; Joni R. Beshansky, RN, MPH; Daniel S. Ballin, MD; et al (2002) "Myocardial Perfusion Imaging for Evaluation and Triage of Patients With Suspected Acute Cardiac Ischemia A Randomized Controlled Trial" JAMA. 2002;288(21):2693-2700.
2. Laetitia Imbert, PhD^{a,b,c,d} and Pierre-Yves Marie, MD, PhD^{c,d,e}, "CZT cameras: A technological jump for myocardial perfusion SPECT" J Nucl Cardiol 2016;23:894-6.
3. Sharir T, Ben-Haim S, Merzon K, Prochorov V, Dickman D, Ben-Haim S, Berman DS. High-speed myocardial perfusion imaging initial clinical comparison with conventional dual detector angler camera imaging. JACC Cardiovasc Imaging 2008;1:156-63.
4. C. M. Dartora, M. S. Favero and A. M. Marques da Silva "Detectability in SPECT Myocardial Perfusion Imaging: Comparison between a Conventional and a Semiconductor Detector System" World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada, IFMBE Proceedings 51.
5. Bernhard A. Herzog^{*1}, Ronny R. Buechel^{*1}, Ruth Katz², Michael Brueckner¹; et al (2010) "Nuclear Myocardial Perfusion Imaging with a Cadmium-Zinc-Telluride Detector Technique: Optimized Protocol for Scan Time Reduction" J Nucl Med 2010;51:46-51.
6. Duvall WL, Croft LB, Godiwala T, Ginsberg E, George T, Henzlova MJ. Reduced isotope dose with rapid SPECT MPI imaging: initial experience with a CZT SPECT camera. J Nucl Cardiol 2010;17:1009-14.
7. Rene Nkoulou, Aju P. Pazhenkottil, Silke M. Kuest¹, Jelena R. Ghadri¹, Mathias Wolfrum¹, Lars Husmann¹, Michael Fiechter¹, Ronny R. Buechel¹, Bernhard A. Herzog¹, Pascal Koepfli¹, Cyrill Burger¹, and Philipp A. Kaufmann^{†1,2} Semiconductor Detectors Allow Low-Dose-Low-Dose 1-Day SPECT Myocardial Perfusion Imaging.
8. Bernhard A. Herzog^{*1}, Ronny R. Buechel^{*1}, Ruth Katz², Michael Brueckner¹, Lars Husmann¹, Irene A. Burger¹, Aju P. Pazhenkottil¹, Ines Valenta¹, Oliver Gaemperli¹, Valerie Treyer¹, and Philipp A. Kaufmann^{1,3} Nuclear Myocardial Perfusion Imaging with a Cadmium-Zinc-Telluride Detector Technique: Optimized Protocol for Scan Time Reduction.
9. Taishiro Chikamori (MD, PhD, FJCC)^{a,*}, Kenji Goto (MD, PhD)^b, Satoshi Hida (MD, PhD, FJCC)^a. Diagnostic performance of a semiconductor gamma-camera system as studied by multicenter registry. Journal of Cardiology 69 (2017) 449-455.
10. Moshe Bocher & Ira M. Blevis & Leonid Tsukerman & Yigal Shrem & Gil Kovalski & Lana Volokh. A fast cardiac gamma camera with dynamic SPECT capabilities: design, system validation and future potential.

Improved the efficiency and quality of Tl-201 myocardial perfusion scintigraphy by CZT SPECT – cardiac phantom study

Tzai-Yang Chen^{1*}, Kai-Wen Chuang², Tian-Jei Hsu¹, Li-Fan Lien¹, Chuang-Hsin Chiu¹

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

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

Abstract

Background: Myocardial perfusion imaging (MPI) plays a very important role in coronary artery disease evaluation (1) Because of the lower detection efficiency of sodium iodide crystal in conventional gamma cameras, they need longer acquisition time and higher radiopharmaceutical dose as compared with those of new generation of semiconductor scanners. The semiconductor scanners use cadmium–zinc–telluride (CZT) detectors, which convert gamma rays into electronic signals directly, can greatly increase the scintigraphy sensitivity, shorten acquisition time and lower the radiopharmaceutical dose (2) However, there are few studies focusing on the difference of imaging quality between these two types of scanners. Our aim is to evaluate this difference between conventional gamma and new semiconductor cameras using a cardiac phantom.

Method: Cardiac Insert™ implantable cardiac phantom combined with associated thoracic attachment was used in this study. Tc-99m and Tl-201 were applied as imaging radioisotopes. This study used the image acquisition and reconstruction parameters of clinical patients to simulate the actual situations. We evaluated the differences of performance of Tl-201 MPI performed on the semiconductor and conventional gamma cameras. The imaging was analyzed by the commercialized quantitative software (Myovation), which can demonstrate the change of the ischemic myocardium displayed as “cold areas”. Polar map analysis with 17-segment scoring was also applied to evaluate the difference of the image at different time. The profile analysis tool was used to evaluate the change in the inferior and anterior wall of left ventricle.

Result: The experiments were repeated for five times. There was no significant difference in each course. Butterworth filter with higher cutoff frequency provided higher imaging contrast, however, it reduced the imaging quality of the base of left ventricle in SA view. The performance of the inferior wall was better in semiconductor gamma camera, but there were more false-positive defects in the anterior-septal region. In addition, the semiconductor gamma camera had a superior energy resolution that helped to distinguish close energy spectra, increasing the spatial resolution of Tl-201, close to that of Tc-99m imaging.

Conclusion: The semiconductor gamma camera may improve the diagnostic accuracy of the inferior wall in Tl-201 MPI. However, the false-positive defects in the anterior-septal wall may occur. In addition, in the case of high lung-to-heart ratio or low uptake of myocardium noticed on conventional gamma cameras, using semiconductor gamma camera may greatly improve the image spatial resolution and diagnostic performance.

Key words: Myocardial perfusion imaging (MPI), gamma camera, semiconductor detector

J Nucl Med Tech 2019;16:13-22

Received 2019/11/5

Corresponding author: Tzai-Yang Chen

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

Address: No. 325, Sec. 2, Chenggong Rd., Neihu District, Taipei City 11490, Taiwan (R.O.C)

Tel: +886-2-8792-3311 E-mail: tzaiyang@gmail.com

Evaluation of dose distribution of different energy photons in water: Monte Carlo simulation

Fa-Shun Tsai,* Tai-Lin Jiang, Ling-Chun Ou, Cheng-Hui Lee

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

Radiation-related workers may be exposed under different photon or particle radiation for their work. Ionizing radiation has different penetrating abilities when they penetrate objects, and the energy distribution released at different depths is also different. The contribution to deep doses is also different. In this study, the Monte Carlo simulation program simulates the dose distribution of photons in different energies in water, and observes the difference in the contribution of different energy photons to the shallow dose and the deep dose.

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. Each test simulate 10^8 photons of 10, 50, 100, 500, 1000, 5000 keV mono-energy photons and 80, 100, 120, 140 kVp tube voltage X-rays irradiating on 30 x 30 x 30 cm water. A dose actor records 1D dose distribution of the dose deposited and the number of hits in a given volume. The unit of energy deposited (Edep) is MeV.

Results:

Under 10^8 photons irradiation, photons with energy in kiloelectron volts level reach the $Edep_{MAX}$ within the depth of 5 mm, and photons with energy in million electron volts level show obvious buildup area, and

the $Edep_{MAX}$ depth of 5 MeV photons is 24 mm. The $Edep_{MAX}$ depths of these X-rays are less than 8 mm. The average energy of 100 kVp x-ray is 51.49 keV, and Edep curve is very close to 50 keV monoenergy photons. Due to the more low-energy component of 100 kVp X-ray, Edep curve is higher than 50 keV monoenergy photons within the 36 mm depth.

Conclusion:

Monte Carlo simulation provides tools for observing the energy distribution of different energy photons through the material. Low-energy photons release almost all energy on the object surface. High-energy photons have obvious buildup region, mainly contributing deep doses. While nuclear medicine workers are recorded in shallow doses, the exposure of scattered photons or X-rays should be considered.

Key words: Monte Carlo simulation, Energy deposited

J Nucl Med Tech 2019;16:23-31

Ionizing radiation is everywhere. It arrives from outer space as cosmic rays. Naturally occurring radioactive isotopes enter and remain in all living creatures. Indeed, all species on earth evolved in the presence of ionizing radiation. While humans exposed to small doses of radiation may not immediately show any apparent biological effects, there is no doubt that ionizing radiation, when given in sufficient amounts, can cause harm. Engineers use radioactive material in oil well logging operations and in soil moisture density

Received 2019/11/28
Corresponding author: Fa-Shun Tsai
Division of PET Center, Shin Kong Wu Ho-Su Memorial Hospital, Taipei, Taiwan
Address: 95, Wen-Chang Rd. Shin-Lin District, Taipei Taiwan
Tel: (02) 2833-2211 ext. 9898 E-mail: T005629@ms.skh.org.tw

gauges. Industrial radiographers use x-rays in quality control to look at internal structures of manufactured devices. Exit signs in buildings and aircraft contain radioactive tritium to make them glow in the dark in the event of a power failure. Many smoke detectors in homes and commercial buildings contain radioactive americium. In medicine, x-rays produce radiographs for diagnosis of internal injuries and diseases. Nuclear medicine physicians use radioactive material as tracers to form detailed images of internal structures and to study metabolism. Therapeutic radiopharmaceuticals are available to treat disorders such as hyperthyroidism and cancer. Radiotherapy physicians use gamma rays, electron beams, neutrons and other types of radiation to treat cancer. [1]

Exposure to ionizing radiation can also result from irradiation from an external source, such as medical radiation exposure from x-rays. External irradiation stops when the radiation source is shielded or when the person moves outside the radiation field. People can be exposed to ionizing radiation under different circumstances, at home or in public places, at their workplaces, or in a medical setting. Working staffs in nuclear medicine and radiology departments involves the use of isotopes and x-ray exposures, which contribute to the considerable value of an equivalent dose received. Radiation working staffs usually use thermoluminescence dosimeters as radiation recording media. Radiation dose monitoring for radiation working staffs during clinical training and routing work is necessary to demonstrate the extent of radiation protection issues present, as well as to instill in them an awareness of safe practices that they will carry with them throughout their careers.

Photons of different energies have different penetrating abilities when they penetrate objects, and the energy distribution released at different depths is so different. And the contribution to deep and shallow doses is also different. The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) and the International Commission on Radiological Protection (ICRP) recommend a 0.07 mm depth that generally corresponds to the interface between the dermis and epidermis layers of the skin for skin dose

assessment [2]. Charged particle equilibrium does not exist at this depth and the dose gradient is very high in the buildup region. Therefore, the choice of a suitable measurement device is important. Monte Carlo simulation may be a good tool to evaluation of dose distribution of different energy photons in material.

This study attempts to use the Monte Carlo simulation program to observe the energy distribution of different energy photons as they pass through the material and analyzing the contribution to the deep and the shallow dose.

Materials and Methods

The GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE) encapsulates the GEANT4 libraries in order to achieve a modular, versatile, scripted simulation toolkit adapted to the field of nuclear medicine. In particular, GATE provides the capability for modeling time-dependent phenomena such as detector movements or source decay kinetics, thus allowing the simulation of time curves under realistic acquisition conditions [3, 4]. All of the Monte Carlo simulations were performed using the GATE version 7.2 with GEANT4 version 4.10 in this study. System geometric setting: The Photon source set as "General Particle Source". Source surface distance (SSD) is 5 cm, the beam shape as a 3 mm wide pencil beam. Each test simulate 10^8 photons of 10, 50, 100, 500, 1000, 2000 keV mono-energy photons and 80, 100, 120, 140 kVp tube voltage x-rays irradiating on 30 x 30 x 30 cm water phantom. The x-ray spectrum is generated by SPEKTR 3.0 [5]. The SPEKTR is a computational toolkit witch has been developed to calculate x-ray spectra based on the TASMICS algorithm, updating previous work based on the TASMIP spectral model. The toolkit includes a Matlab function library and improved user interface (UI) along with an optimization algorithm to match calculated beam quality with measurements [5]. The SPEKTR 3.0 setting GUI as illustrated in Figure 1.

The beam hits the water cube surface and deposits a dose under the surface of the water. A "DoseActor" with matrix size 1 x 1 x 300 is attached to water cube. The volume of the water cube is divided into 300 slices perpendicular

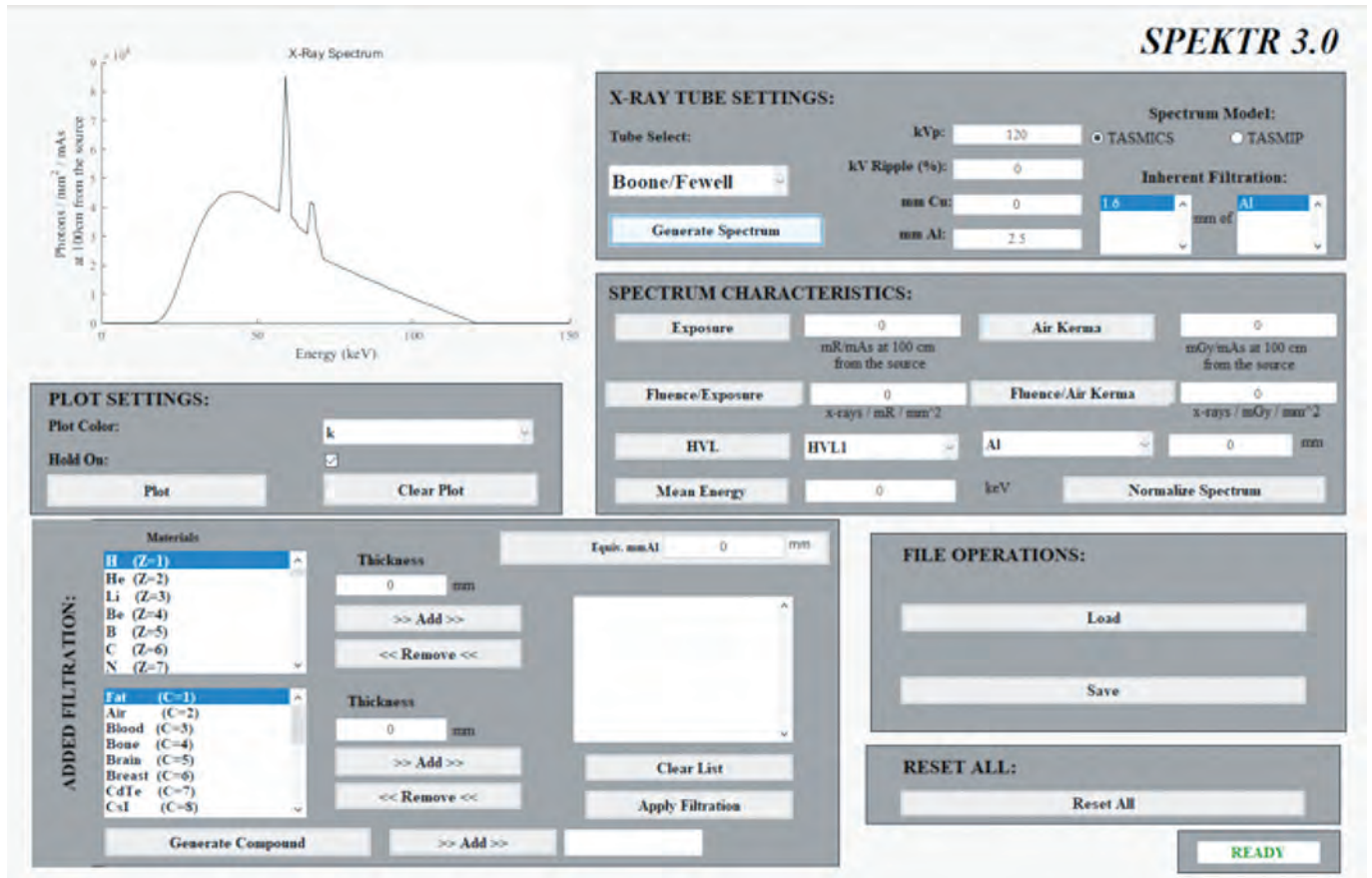


Figure 1. The GUI of the SPEKTR 3.0 software. The GUI allows users to generate x-ray spectra, modify filtration, and calculate beam-quality characteristics.

to the incident beam. At each slice the deposited energy is computed. This actor recodes 1D dose distribution of the dose deposited and the number of hits in a given volume. The unit of energy deposited (Edep) is MeV.

Result

The x-ray spectrum distribution generated by SPEKTR 3.0 was showed as Figure 2. A plot of number of photons per energy interval versus photon energy is referred to as a photon spectrum. X-ray photons produced by an x-ray machine are heterogeneous in energy. The energy spectrum shows a continuous distribution of energies for the bremsstrahlung photons superimposed by characteristic radiation of discrete energies. The maximum energy in kiloelectron volts (keV) is numerically equal to the voltage difference between the anode and the cathode in kilovolts

peak (kVp). The average energy of 80, 100, 120, 140 kVp x-ray generated by SPEKTR 3.0 is 45.24, 51.49, 56.9, 61.85 keV. In Geant4, when a hit occur, energy is deposited along a step line. We plot the x-ray dose deposition along the depth of the water absorber as Figure 3. The water phantom is uniform density, so the energy deposited per unit depth is proportional to the absorbed energy. The buildup region is the initial dose buildup to a maximum from a depth of zero to maximum energy deposited ($E_{dep_{MAX}}$). This phenomenon is due to the finite range of the electrons created which initially pile up, increasing the dose. We normalized the $E_{dep_{MAX}}$ value to 100%. The normalized energy deposit as a function of depth for various tube voltage x-rays were showed in Figure 4. In Figure 5, the spectra for monoenergetic 50 keV gamma-ray, all photons in a monoenergetic photon beam have the same energy. The energy deposited in water cube

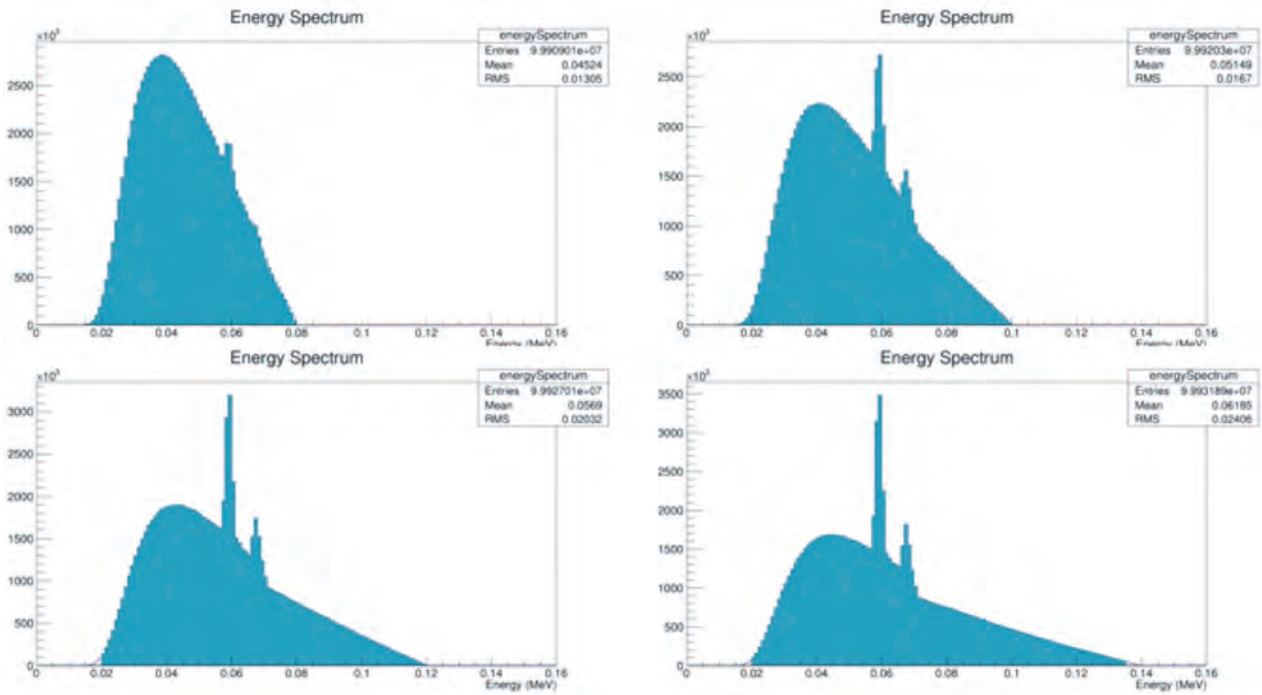


Figure 2. Simulation x-ray spectrum distribution generated by SPEKTR 3.0.

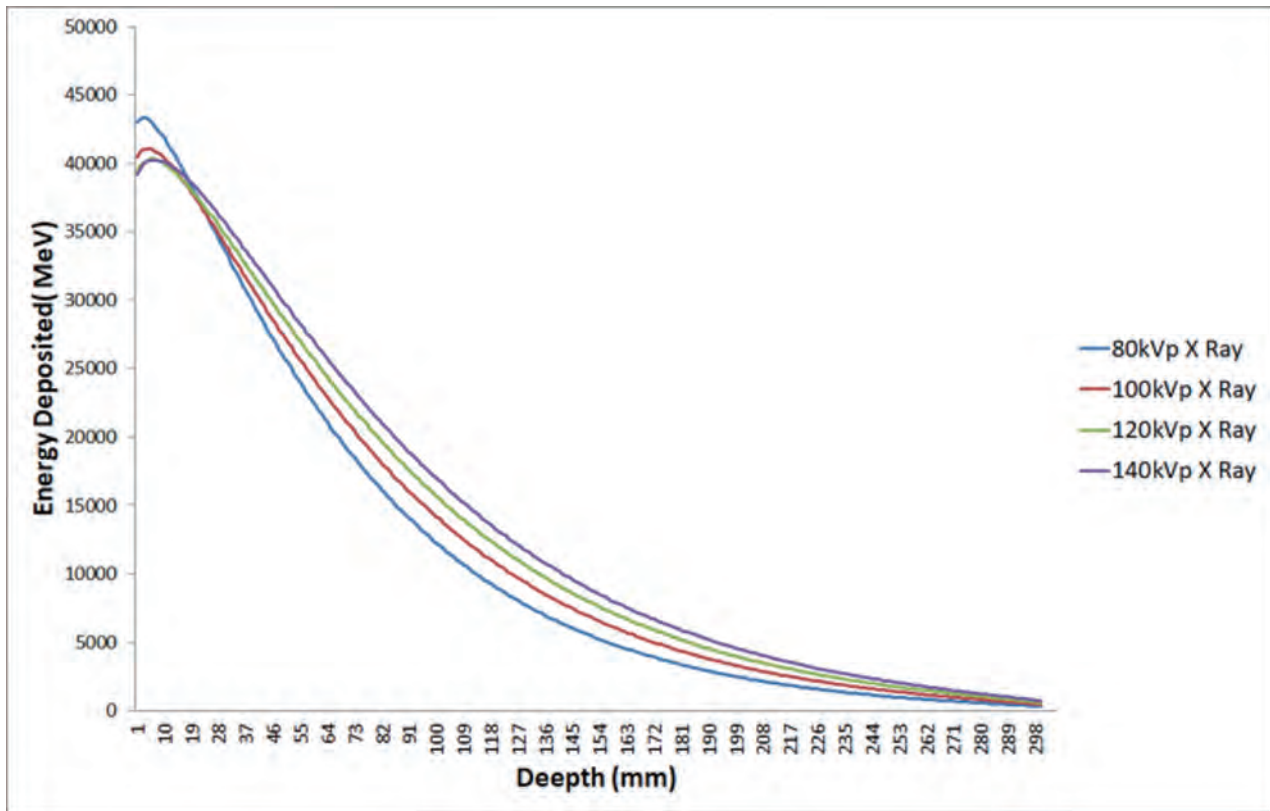


Figure 3. The energy deposited in water cube calculated by GATE 7.2 with 80, 100, 120, 140 kVp x-ray.

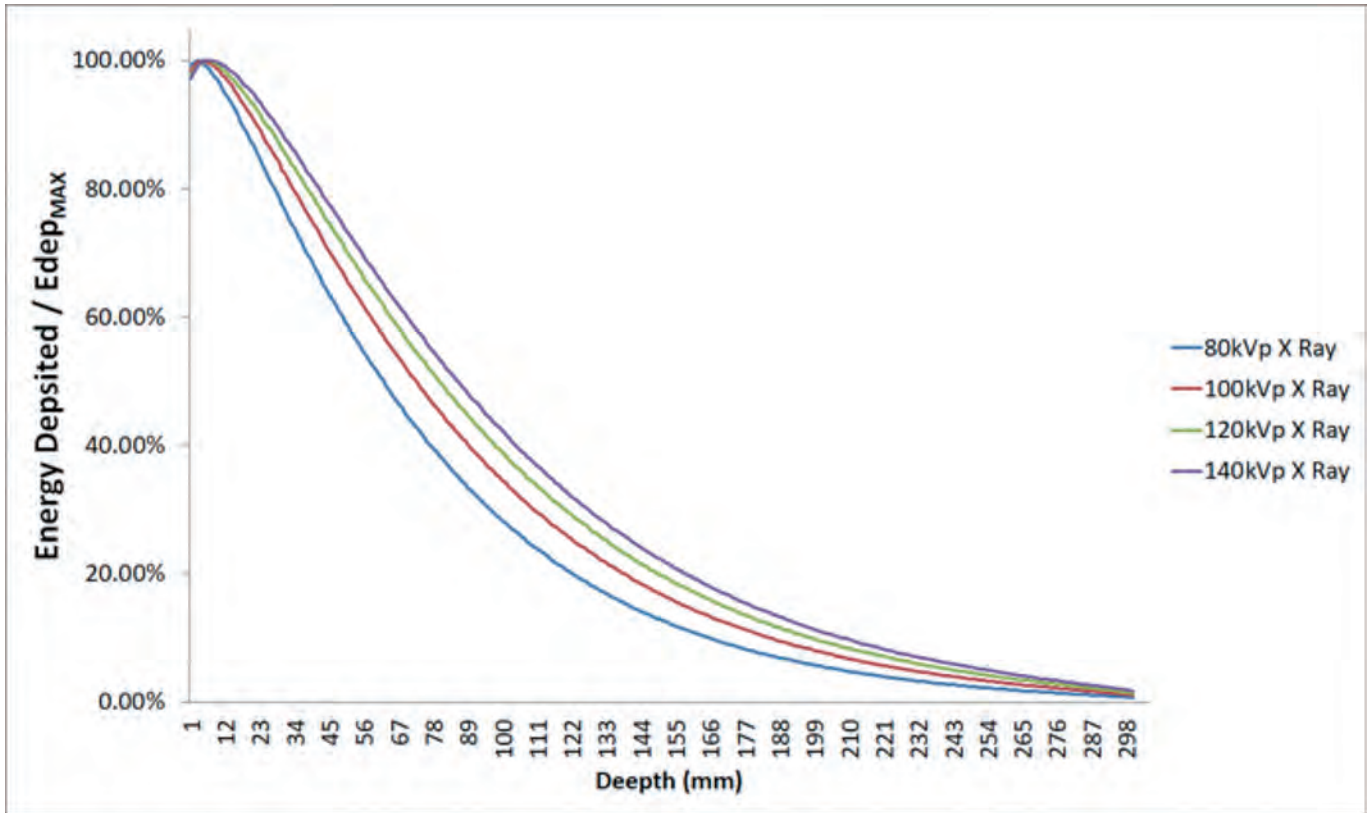


Figure 4. Normalized energy deposit as a function of depth for various tube voltage x-rays.

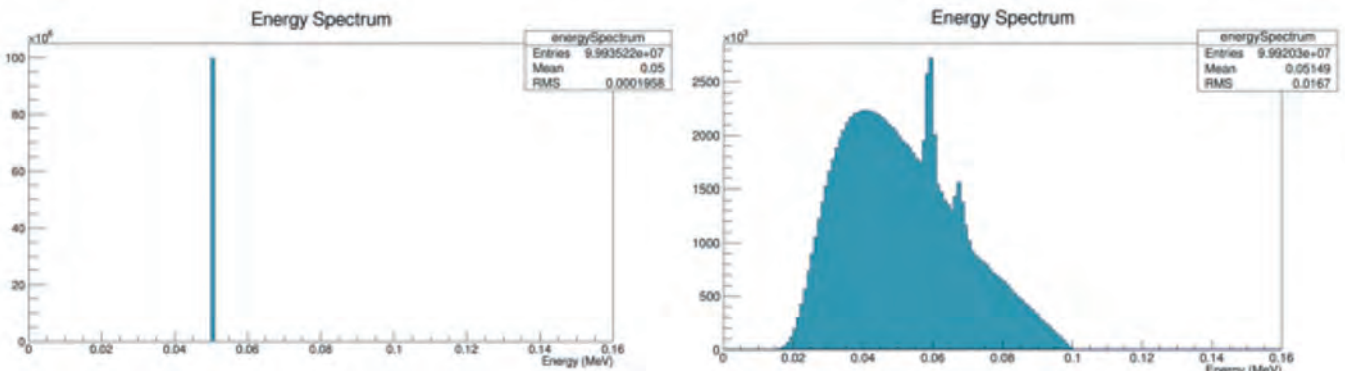


Figure 5. Typical spectra for monoenergetic 50 keV gamma-ray and heterogeneous 100 kVp x-ray beams. The area under the curve represents the total number of photons in the beam.

calculated by GATE 7.2 with 10, 50, 100, 500, 1000, 2000 keV monoenergetic gamma-ray photons were showed in Figure 6. And the histogram of normalized energy deposit along the water cube for various monoenergetic gamma-ray photons were showed in Figure 7. Figure 8 illustrated the

energy deposited in water cube of monoenergetic gamma-ray and 100 kVp x-ray.

At a depth of 1-36 mm the energy deposited 100 kVp x-ray is higher than 50 keV gamma-ray, 37-175 mm deep 50 keV gamma-ray is higher than 100 kVp x-ray, and after 176

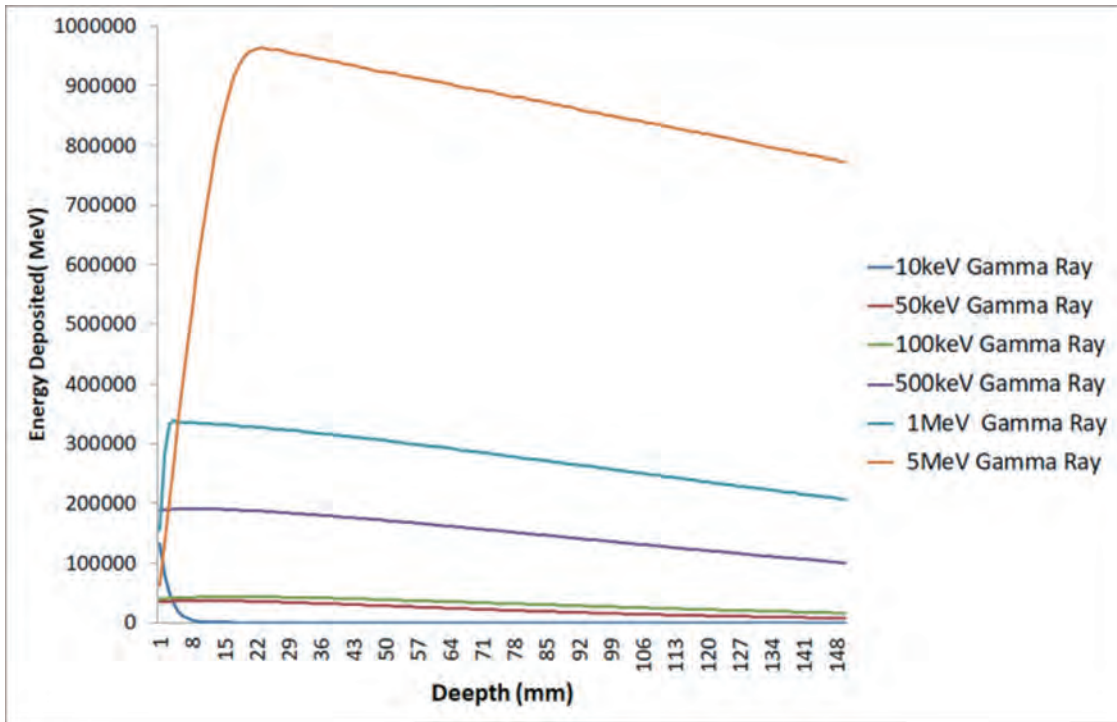


Figure 6. The energy deposited in water cube calculated by GATE 7.2 with 10, 50, 100, 500, 1000, 2000 keV monoenergetic gamma-ray.

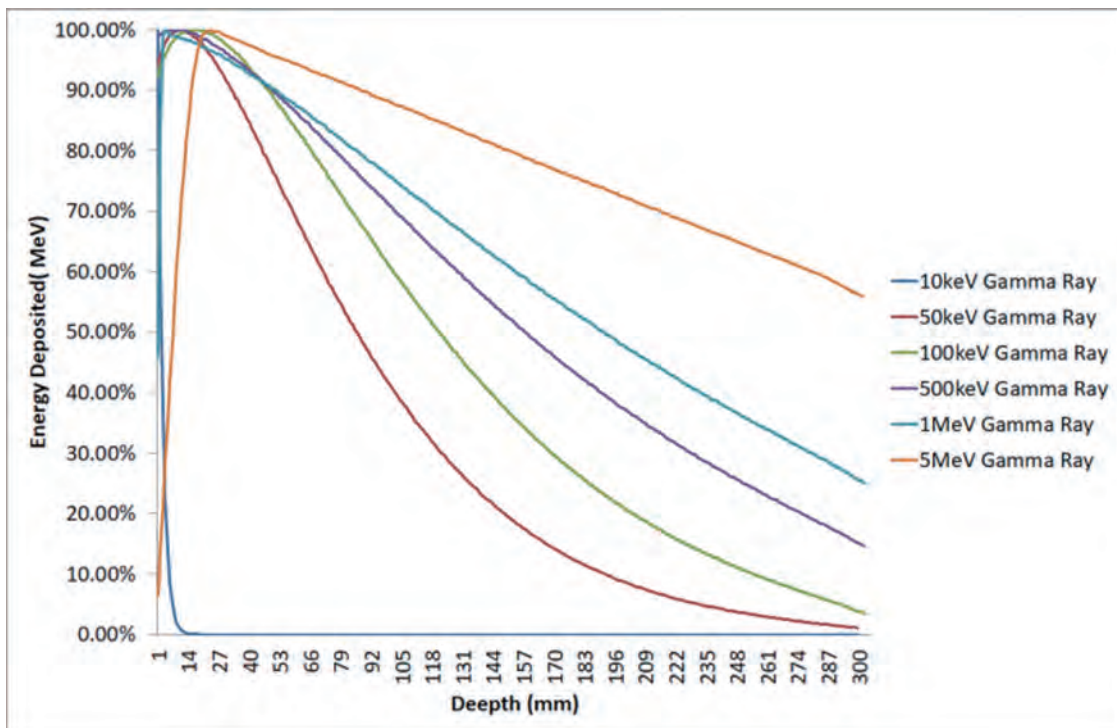


Figure 7. Normalized energy deposit as a function of depth for various monoenergetic gamma-ray photons.

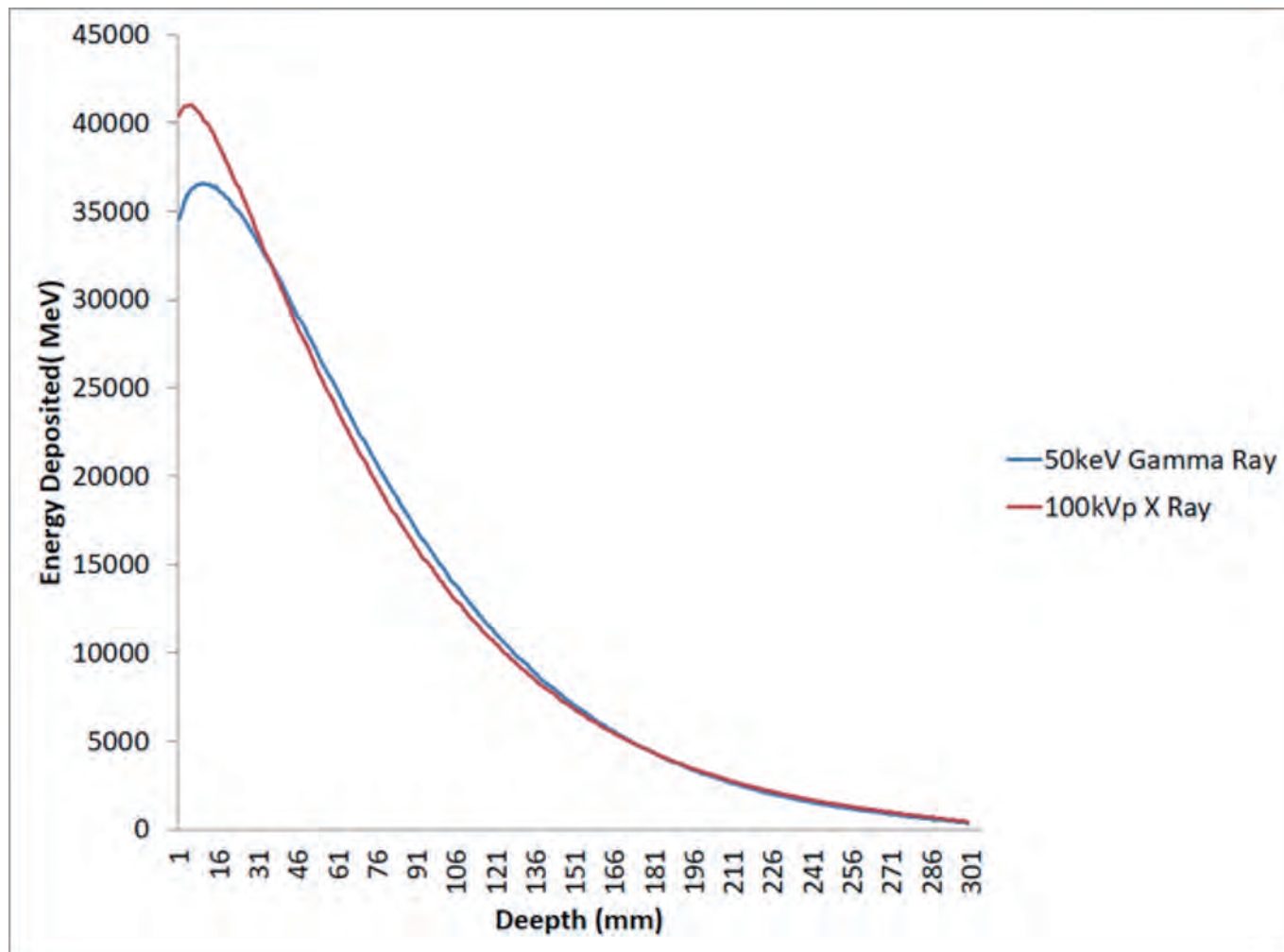


Figure 8. The energy deposited in water cube of monoenergetic 50 keV gamma-ray and 100 kVp x-ray.

mm they were similar. The average energy of 100 kVp x-ray generated by SPEKTR 3.0 is 51.49 keV, but large amount of low energy composition making the different with the 50 keV gamma-ray.

Discussion

Ionizing radiation is a type of energy released by atoms that travels in the form of electromagnetic waves (gamma or X-rays) or particles (neutrons, beta or alpha). Ionizing radiation is categorized by the nature of the particles or electromagnetic waves that create the ionizing effect. These have different ionization mechanisms, and may be grouped as

directly or indirectly ionizing. Any charged massive particle can ionize atoms directly by fundamental interaction through the Coulomb force if it carries sufficient kinetic energy. This includes atomic nuclei, electrons, protons, and energetic charged nuclei stripped of their electrons. When moving at relativistic speeds these particles has enough kinetic energy to be ionizing [6-8].

Indirect ionizing radiation is electrically neutral and therefore does not interact strongly with matter. The ionization effects are due to secondary ionizations. Even though photons are electrically neutral, they can ionize atoms directly through the photoelectric effect and the Compton

Effect. Either of those interactions will cause the ejection of an electron from an atom at relativistic speeds, turning that electron into a secondary beta particle that will ionize many other atoms. Since most of the affected atoms are ionized directly by the secondary beta particles, photons are called indirectly ionizing radiation. The generic term indirect ionizing photon is therefore used to describe both of x-ray and gamma-ray. When an x-ray or gamma-ray beam passes through a medium, interaction between photons and matter can take place with the result that energy is transferred to the medium. The initial step in the energy transfer involves the ejection of electrons from the atoms of the absorbing medium. These high-speed electrons transfer their energy by producing ionization and excitation of the atoms along their paths.

In Figure 3 and Figure 4 for kilovoltage level x-ray beam the maximum dose all appear within 5 mm depth. Especially the 10 keV photons Edep curve rapidly drops after it reaches $E_{dep_{MAX}}$ in the first 1 mm thickness. US Federal Communications Commission material defines ionizing radiation as that with a photon energy greater than 10 eV, equivalent to a far ultraviolet wavelength of 124 nanometers [9]. It may inflict reactive skin damage, although they do not cause erythema [5]. This means that low-energy photons in an x-ray spectrum do not contribute to image formation, but only contribute to patient and staff exposure. In other words, the tissue of the body selectively filters out the low-energy photons, so called beam hardening effects.

For megavoltage photon beams the surface dose is generally much lower than the maximum dose, which occurs at a depth z_{max} beneath the patient's surface. In megavoltage photon beams the surface dose depends on the beam energy and field size. Surface dose decreases as photon energy increases. As beam energy increases, these scattered photons are more forwardly directed (away from the surface), reducing the dose contribution at the surface. Most therapy beams have reached at least 90% of their maximum dose within 1 cm of the surface.

The radioisotopes most widely used in nuclear medicine department are ^{99m}Tc and ^{18}F , with emission photon energy 140 keV and 511 keV. While nuclear medicine workers are

recorded in shallow doses, the exposure of scattered photons or x-rays should be considered.

Conclusion

Monte Carlo simulation provides tools for observing the energy distribution of different energy photons through the material. Low-energy photons release almost all energy on the object surface. High-energy photons have obvious buildup region, mainly contributing deep doses. While nuclear medicine workers are recorded in shallow doses, the exposure of scattered photons or x-rays should be considered.

Reference

1. Stellman, J. M. and I. L. Office, *Encyclopaedia of Occupational Health and Safety*. 1998: International Labour Office.
2. Devic, S., et al., *Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications*. Medical physics, 2006. 33(4): p. 1116-1124.
3. Jan, S., et al., *GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT*. Physics in Medicine & Biology, 2004. 49(19): p. 4543.
4. Jan, S., et al., *GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy*. Physics in Medicine & Biology. 56(4): p. 881.
5. Liebel, F., et al., *Irradiation of skin with visible light induces reactive oxygen species and matrix-degrading enzymes*. Journal of Investigative Dermatology, 2012. 132(7): p. 1901-1907.
6. Khan, F. M. and J. P. Gibbons, *Khan's The Physics of Radiation Therapy*. 2014: Wolters Kluwer Health.
7. Podgoršak, E. B. and I. A. E. Agency, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 2005: International Atomic Energy Agency.
8. Khan, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*. 2012: Wolters Kluwer Health.
9. Fields, E., R. F. Cleveland, and J. L. Ulcek. *Questions and answers about biological effects and potential hazards of radiofrequency electromagnetic fields*. in Oet Bulletin. 1999. Citeseer.

蒙地卡羅模擬不同能量光子輻射在水中的劑量分布評估

柴發順* 江泰林 歐玲君 李正輝

新光吳火獅紀念醫院 正子造影中心

中文摘要

前言：

輻射相關工作人員由於工作所需，可能接受到不同光子輻射或粒子輻射的暴露。光子與粒子輻射穿透物體時的穿透能力不同，在不同深度所釋放的能量分布也有所不同，對於深部劑量淺部劑量的貢獻程度也不一樣。本研究以蒙地卡羅模擬程式模擬不同能量的光子在水中的劑量分布，觀察不同能量光子對於淺部劑量與深部劑量的貢獻程度差異。

材料與方法：

採用 GATE 軟體模擬 10 keV、50 keV、100 keV、500 keV、1 MeV、5 MeV 單能光子及 80, 100, 120, 140 kVp 球管電壓 X 光，照射 30 × 30 × 30 cm 水。紀錄每 1 mm 厚度水中的能量積累 (energy deposited, Edep)，單位為百萬電子伏特 MeV。

結果：

在同樣光子照射下，能量在千電子伏特量級的光子皆在 5 mm 深度內達到最大能量積累，能量在百萬電子伏特量級的光子則呈現明顯的增建區，5 MeV 光子的最大能量積累深度為 24 mm。連續能量 X 光部分最大能量積累深度都小於 8 mm。雖然 100 kVp 的 x 光平均能量為 51.49 keV 與 50 keV 單能光子的能量積累曲線相似，但由於 X 光有更多低能量的組成部分，在 36 mm 深度之內的能量積累比 50 keV 單能光子更高。

結論：

不同能量的光子在水中不同深度釋放的輻射劑量各有差異。蒙特卡洛模擬提供了觀察不同能量光子穿透物質中能量分佈的工具。低能光子在物體表面釋放幾乎所有能量。高能光子則具有明顯的聚集區域，主要貢獻深部劑量。如果核子醫學工作者被記錄到了淺部劑量，應考慮散射光子或 X 射線的暴露。

關鍵詞：蒙地卡羅模擬、X 光能譜、輻射劑量、最大劑量深度

核醫技學誌 2019;16:23-31

接受日期：2019 年 11 月 28 日
通訊作者：柴發順
單位：新光吳火獅紀念醫院正子造影中心
地址：台北市士林區文昌路 95 號
電話：(02) 2833-2211 轉 9898 電子信箱：T005629@ms.skh.org.tw

臨床疑似失智症患者 F-18 Florbetaben PET 的定量分析

陳恩賜^{1,2} 林立凡¹ 陳穎柔^{1,2} 尹又平¹ 曾大維^{1,2} 邱創新¹

¹ 三軍總醫院 核子醫學部正子中心

² 中華民國醫事放射師公會全國聯合會 台北市醫事放射師公會

目的：阿茲海默症 (Alzheimer Disease, AD) 是最常見的失智症類型，佔所有失智症的 60%，因此為 AD 患者建立準確的診斷和圖像分析工具非常重要。三軍總醫院正子中心已經建立了 F-18 Florbetaben (FBB) 的失智症患者造影流程。FBB 是一種用於 AD 患者掃描的類澱粉蛋白 (beta-amyloid, A β) 特异性結合 PET 示蹤劑，然而 FBB 圖像在臨床解釋中主要是透過半定量視覺分析此一較為主觀之方式進行，因此，本研究的目的是建立電腦輔助評估 FBB 腦部造影之量化方法，以對臨床失智症進行較為客觀之評估。

方法：我們收集了六名臨床疑似失智症患者進行 FBB 正子掃描，用 FBB 藥物進行失智症患者腦部影像分析，由 GE Discovery 710 PET / CT 掃描儀收取靜脈注射 FBB 後 90 分鐘 (20 分鐘 / 床) 靜態影像。通過 PMOD 腦部影像分析軟體 (version 3.9, PMOD Technologies Ltd., Zurich, Switzerland)，的 PFUS 程式進行腦部區塊定量分析。

結果：影像分析正子 FBB 藥物注射後 90 分鐘獲得的靜態影像，數據顯示類澱粉蛋白腦部造影之陽性與陰性患者之間，其腦部灰質 FBB 藥物攝取和平均 SUVR 值分佈有顯著差異，灰質平均 SUVR 分別為 0.909 ± 0.14 和 0.657 ± 0.14 (陽性 vs 陰性；以橋腦作為參考區域)。與陰性類澱粉蛋白造影患者相比，陽性患者之腦部額葉、顳葉、枕葉，頂葉和後扣帶迴區域有較高的 SUVR 值。

結論：我們建立了 FBB 正子腦部造影的量化方法，藉由分析腦部皮層異常類澱粉蛋白沉積 SUVR 數值，可協助醫師在進行影像判讀時，除半定量視覺分析外，可加上

較客觀之電腦輔助量化，以增加 AD 的臨床診斷準確性。未來我們計劃收集更多的 FBB 影像，計算腦部類澱粉蛋白造影陽性和陰性患者之間的相關係數。

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

核醫技學誌 2019;16:33-43

前言

國際上將 65 歲以上人口占總人口比率達到 7%、14% 及 20%，分別稱為高齡化社會、高齡社會及超高齡社會。根據國家發展委員會資料，我國已於 1993 年成為高齡化社會 (aging society)，2018 年轉為高齡社會 (aged society)，推估將於 2026 年邁入超高齡社會 (superaging society)。2065 年每 10 人中，約有 4 位是 65 歲以上老年人口，此 4 位中則即有 1 位是 85 歲以上之超高齡老人 [1]。根據台灣失智症協會統計 [2]，2017 年全球新增一千萬失智症案例，且人口近五千萬人，2050 年人數將高達 1 億 3,150 萬人。根據衛服部的委託的失智症流行病學研究 [3]，估算 106 年 65 歲以上的失智老人將有 253,511 人，佔全部 65 歲以上老人約 7.94%，65 歲以上老人每 13 人有一位失智者，80 歲以上老人每 5 人會有一位失智者，隨著年紀越大盛行率越高。且根據衛服部計畫研究指出，台灣失智症人口將持續攀升，預估民國 120 年將有 46 萬人為失智人口，民國 130 年將有 66 萬人為失智人口，到民國 150 年將有 86 萬人為失智人口，在人口結構少子化及老年化的社會形態下，未來每 100 位台灣人將會有 5 位失智症患者，是政府相關部門及民間單位要極力重視

受理日期：2019/12/1

通訊作者：陳恩賜

三軍總醫院 核子醫學部正子中心

地址：11490 台北市內湖區成功路二段 325 號

電話：(02) 87923311 轉 16698 電子信箱：chenenshih@gmail.com

的問題。面對台灣高齡化社會的來臨，政府除了重視長照服務(支持從家庭、居家、社區到住宿式照顧之多元連續服務)之外，許多高齡化疾病也須格外的重視。而失智症這個高齡化疾病，無論哪個社會，65歲以上的人約有10%的風險將會得到這個疾病。

失智症是一種進行性疾病，會導致腦部細胞退化並死亡。阿茲海默症是失智症的最常見原因(約佔60%)，患者的思維、行為和社交技能的不斷下降會破壞一個人獨立運作的能力。每個人偶爾會有記憶失誤，忘記鑰匙的位置或忘記熟人的名字是正常的。但阿茲海默症患者會發生嚴重的記憶障礙並喪失執行日常任務的能力，常見的症狀如一遍又一遍地重複陳述和問題、在熟悉的地方迷路、最終忘記了家庭成員和日常用品的名字、無法找到正確的單詞來識別對象，無法表達想法或參與對話思考和推理、導致注意力集中和思考困難，特別是關於數字等抽象概念導致無法識別和處理數字，晚期阿茲海默症患者可能會忘記如何執行穿衣和洗澡等基本任務。阿茲海默症患者的腦部變化會影響情緒和行為，問題可能包括情緒波動、對他人不信任、煩躁和侵略性、睡眠習慣的變化、妄想。最後導致個人的日常生活起居及行為受到嚴重的影響，也給照顧者帶來相當的不便[4]。目前沒有藥物可以治癒阿茲海默症或改變大腦中的疾病過程，在疾病晚期，嚴重腦功能喪失會引起的其他併發症，如脫水、營養不良或感染進而導致患者死亡。

目前臨床使用的阿茲海默症藥物可暫時改善症狀或減緩衰退速度，這些治療方法有時可以幫助阿茲海默症患者最大限度地發揮功能並保持一段時間的獨立性。因此早期對於阿茲海默症的確診是相當重要，正確的判讀結果可以協助更早的介入藥物治療，減緩阿茲海默症病人退化的進程，亦可避免非阿茲海默症病人因用藥錯誤，產生的不必要副作用。

失智症的診斷通常根據病史，由神經內科專科醫師經過一系列的認知功能檢測(如簡短智能測驗分數，Mini-Mental State Examination; MMSE)及醫學影像檢查，搭配抽血檢查來找出可能的病因。在醫學影像檢查中以磁共振造影(MRI)、腦部電腦斷層(CT)、傳統核醫單光子電腦斷層造影(SPECT)和正子造影(PET)為主。磁共振造影及腦部電腦斷層影像可以用來診斷腦部的結構變化，然而藉由磁共振造影及腦部電腦斷層影像觀察出腦部結構上的問題時，大部分已經是失智症中後期的病程，

無法在早期失智症發病時協助臨床醫師診斷疾病。在傳統核醫造影部分，可以利用腦部血流灌注示蹤劑搭配單光子電腦斷層造影(如Tc-99m ECD SPECT)來評估腦部血流狀況以協助診斷。正子造影則是利用不同特性造影藥劑來評估功能性變化，例如目前在臨床上可使用葡萄糖正子造影來協助鑑別阿茲海默症與顛葉型失智症。使用葡萄糖的類似物標幟正子同位素氟-18(F-18 FDG)，可用來評估腦部葡萄糖代謝情形，並有可能在腦部尚未發生明顯結構變化前診斷出阿茲海默症。隨著正子藥物的研究與發展，PET其他造影藥劑也可以觀察阿茲海默症的特殊神經病變。阿茲海默症病理改變主要為皮質瀰漫性萎縮、腦溝增寬、腦室擴大、神經元大量減少、病理下可見大體灰質中有老化斑塊(senile plaques)及神經纖維糾結(Neurofibrillary tangles, NFTs)等病變[5]，之前研究中發現老化斑塊最主要是由腦部類澱粉蛋白沉積(beta-amyloid, A β)堆積而形成，為阿茲海默症病人腦部最常見的病理變化，也被認為最有可能是引發阿茲海默症之原因。目前可用於臨床阿茲海默症病人之正子造影藥劑包括F-18 Florbetapir、F-18 Florbetaben[6]及F-18 Flutemetamol，可早期偵測腦部是否有A β 沉積，可幫助臨床診斷是否為阿茲海默型失智症，使治療方向更明確。

三軍總醫院近來致力於神經影像學研究[7]，積極導入新穎腦部類澱粉蛋白沉積專用正子示蹤劑(F-18 Florbetaben, FBB)檢查。FBB此一藥劑在歐洲、美國、韓國已陸續於2014及2015年核准使用，本院正子中心目前針對此項檢查，已建立一套嚴謹的病患檢查及造影流程[8]，然而腦部FBB影像判讀的靈敏度高(93.5%)但專一度低(56.2%) [9]，有些病人腦部FBB影像的累積會介於正常與異常之間，臨床醫生反應某些影像模稜兩可不易判定，且不同判讀醫師亦可能導致不同判定結果。本研究目的是建立一套客觀之FBB腦部區塊攝取的電腦輔助定量分析方法，藉由特定腦區數據分析結果，協助醫師對腦部FBB PET影像的判讀，以期達到最佳的影像確診品質。

材料與方法

一、受試者選擇

本研究的受試者來自三總臨床科部選定參與研究的六位自願個案，每位患者在臨床表現上都有失智症的情形，如記憶衰退、心智程度惡化、性格改變...等情況。

受試者的基本資料如表一。病人中有兩位由臨床專科醫師判定確診為阿茲海默症患者，因 FBB 藥物會累積在腦部皮質中顯影，其編號為 Amyloid-positive 1-2；有四位病人為其他型的失智症患者，FBB 藥物不會累積在腦部皮質中顯影，其編號為 Amyloid-negative 1-4。每位受試者均依遵照本院正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查作業程序進行腦部造影。[8]

二、三軍總醫院正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查作業程序及注意事項

本檢查在條件設定及步驟上與傳統的 FDG 癌症造影是截然不同的，在 SNM guideline [10] 建議下，放射師參考原藥廠的造影建議及本院機器 GE Discovery 710 PET/CT Scanner 設定考量，本中心為 F-18 Florbetaben 阿茲海默症造影設計了一套標準造影流程 [8]，詳細規範病人檢查前後重要注意事項、給藥程序及劑量、正子檢查儀器參數設定及流程等相關設定如下：

(一) 病人準備：

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

(二) F-18 Florbetaben 建議劑量及給藥程序：

1. 建議成人劑量為 300 MBq (8.1 mCi)，最大劑量

為 30 微克。慢速靜脈輸注速度為每 6 秒輸注 1ml，總注射體積不超過 10 ml。

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

(三) 三總正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查腦部造影步驟

1. F-18 Florbetaben 正子造影在藥物注射完畢後勿用食鹽水灌注，於注射後 90 分鐘執行 PET/CT 腦部造影。造影範圍為腦部 (20 mins/bed)，掃描起點一定要包含小腦，F-18 Florbetaben 腦部靜態造影條件設定及操作步驟同三軍總醫院正子斷層造影中心 FBB 腦部造影作業程序。[8]
2. 應用頭架及其他固定帶固定病患頭部，並告知病患切勿移動以免影響影像品質。

三、影像分析步驟

本中心 FBB 腦部影像分析選用 PMOD 軟體的 PFUS 程式 (version 3.9, PMOD Technologies Ltd., Zurich, Switzerland)，來進行 FBB 腦部靜態影像活度分析，其影像分析如圖一所示，總共分成三大步驟。

表一、受試者基本資料表。表中詳列受試者年齡、性別、受教育時間、疾病發生持續時間及簡短智能測驗 (Mini-Mental State Examination; MMSE) 分數

Diagnosis	Age (y)	Gender	Education (y)	Disease duration (y)	MMSE score
Amyloid-positive 1	64	M	12	4	12
Amyloid-positive 2	59	F	6	3	13
Amyloid-negative 1	76	M	12	0	29
Amyloid-negative 2	64	F	12	0	19
Amyloid-negative 3	69	M	18	0	30
Amyloid-negative 4	49	M	18	0	27

步驟一、受檢者 CT 對 PFUS 軟體模板 CT 校正 (CT to CT Alignment)

我們選擇 PFUS 程式中的 PFUS CT Template (CT-CU, Clinical Toolbox) 當作模板，再輸入病人腦部 CT 影像進行後，以 PFUS 程式中 CT-CU 當作模板進行 CT 影像正規化校準 (Template-based Normalization for CT)，經由 PFUS 程式進行 CT 影像匹配、縮放及正規畫 (Matching、Scaling、Normalization) 影像處理後，病人腦部 CT 影像會與 PFUS CT Template 對準後會產生一組轉換數據 (Transformation Data)，此數據是紀錄病人腦部 CT 影像與 PFUS CT Template 的 3D 立體影像定位數值。

步驟二、PET 對 CT 校正及融合 (PET to CT Alignment and Fusion)

我們輸入病人腦部的正子 FBB 影像 (Patient FBB Brain PET Images) 進入 PFUS 程式中，根據上步驟產生的 Transformation Data，我們可以進行正子腦部影像的變形及融合步驟 (Reslicing and Fusion)，可將腦部立體正子影像分布與 PFUS CT Template 影像對準，處理完後即

可將正子 FBB 腦部影像與 PFUS CT Template 進行影像融合 (Fusion Images of PFUS CT-CU Template And Patient Brain PET Images)。

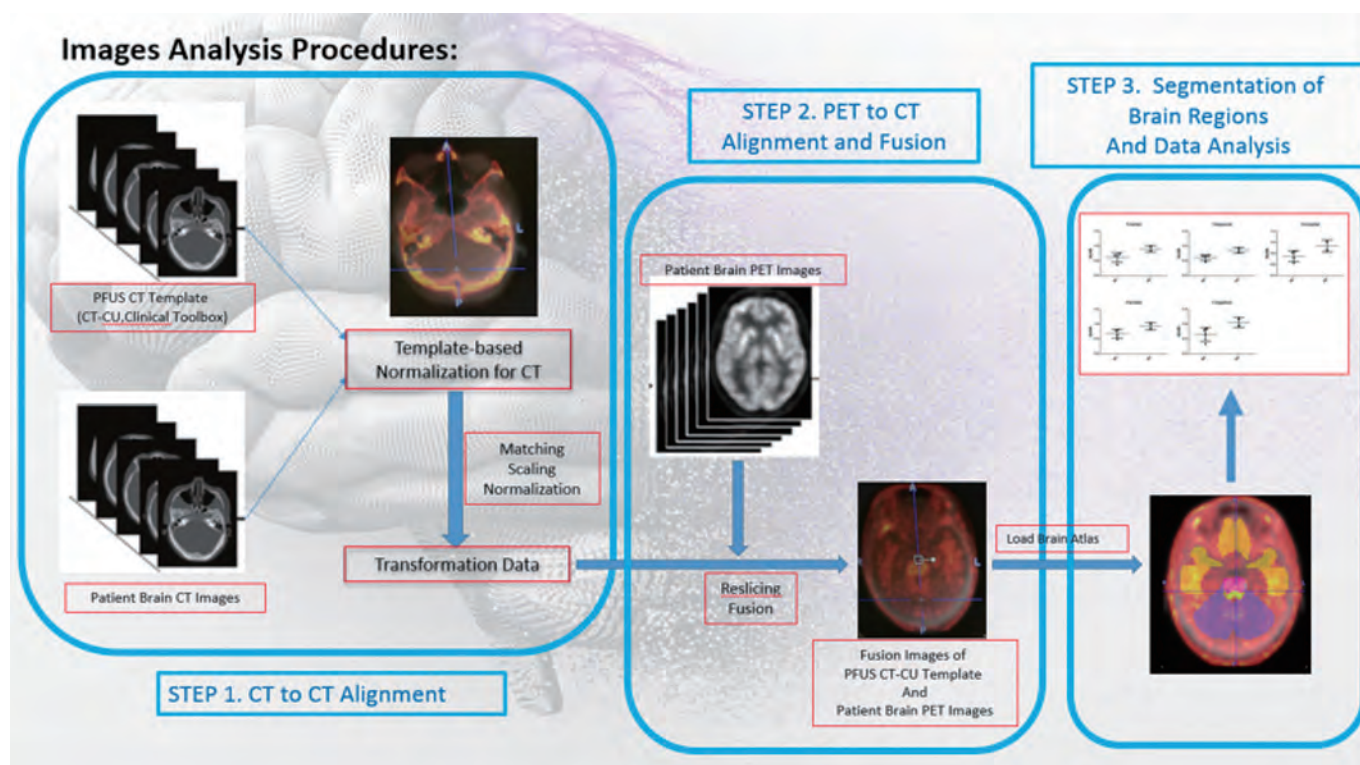
步驟三、擷取腦部區塊 FBB 活度及數據分析 (Segmentation of Brain Regions And Data Analysis)

由於 PFUS CT Template 立體影像中已包含腦部的腦區定位資訊，輸入腦區的腦圖資料後 (Load Brain Atlas)，就可以自動化擷取腦部區塊 FBB 活度，再根據研究者的需求擷取 FBB 藥物腦區分布進行數據統計分析，本中心是利用 GraphPad Prism 生物統計軟體 (GraphPad.Prism.v6.07) 進行後續的數據統計及圖表分析。

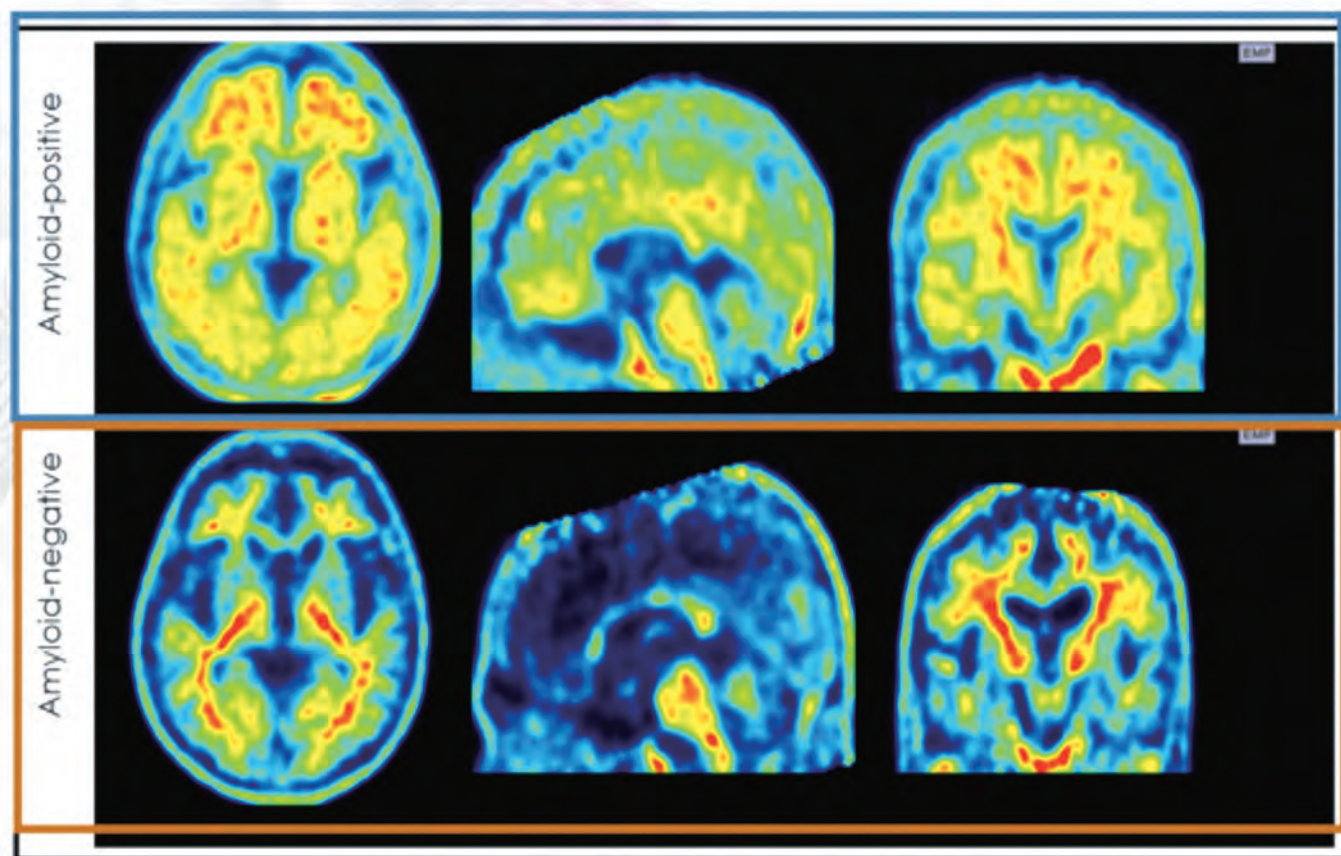
結果

一、FBB 藥物注射後 90 分鐘後腦部攝取影像

圖二為 FBB 注射後 90 分鐘擷取正子靜態 FBB 藥物影像，我們各取一位類澱粉蛋白腦部造影陽性和陰性患者之灰質影像比較，圖中上方阿茲海默症患者腦部灰質影像類澱粉蛋白呈現明顯的陽性 FBB 藥物堆積，而圖下



圖一、PFUS 程式影像分析步驟示意圖。



圖二、類澱粉蛋白腦部造影陽性(上圖)和陰性(下圖)患者中的 FBB PET 圖像。顯示類澱粉蛋白腦部造影陽性患者的灰質 FBB 攝取顯著高於陰性患者，表明阿茲海默症患者腦部皮質類澱粉蛋白沉積增加。

方正常對照組腦部灰質影像類澱粉蛋白呈現較弱的陰性 FBB 藥物堆積。藉由精確的 PFUS 程式腦部對位後，我們可以擷取出腦部灰質區域 FBB 藥物活度的 SUVR 值 (pons as reference region)，分別為類澱粉蛋白腦部造影陽性患者 (FBB+) 平均 SUVR 值是 0.909 ± 0.14 ；類澱粉蛋白腦部造影陰性患者 (FBB-) 平均 SUVR 值是 0.657 ± 0.14 ，數據顯示 FBB 藥物明顯的會累積在阿茲海默症患者腦部灰質區域。

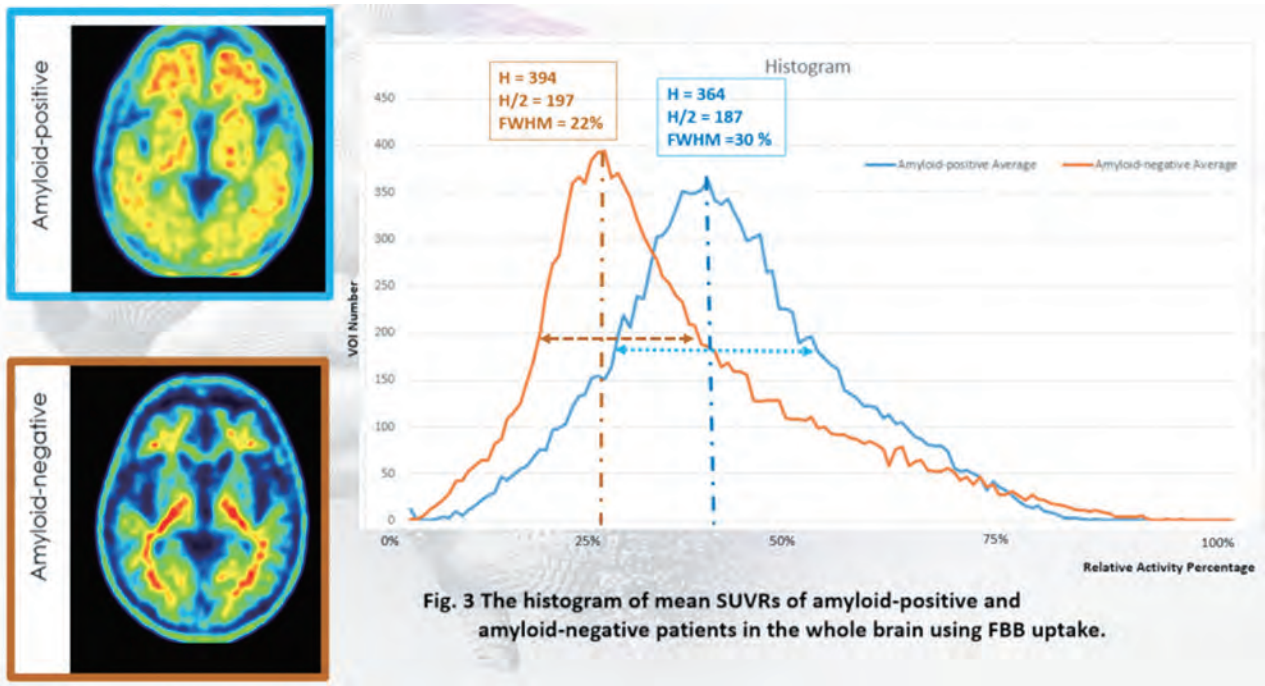
二、類澱粉蛋白陽性和類澱粉蛋白陰性患者中灰質 FBB 攝取之平均 SUVR 值分佈圖

圖三為 FBB 藥物經由腦部攝取 90 分鐘後，經由 PFUS 程式進行 FBB 藥物靜態腦部灰質影像活度分析。我們擷取大腦灰質 FBB 藥物攝取影像區塊進行分析，分別將類澱粉蛋白腦部造影陽性和陰性患者腦部灰質攝取平均 SUVR 最大值當作 100%，再算出其他腦部灰質區

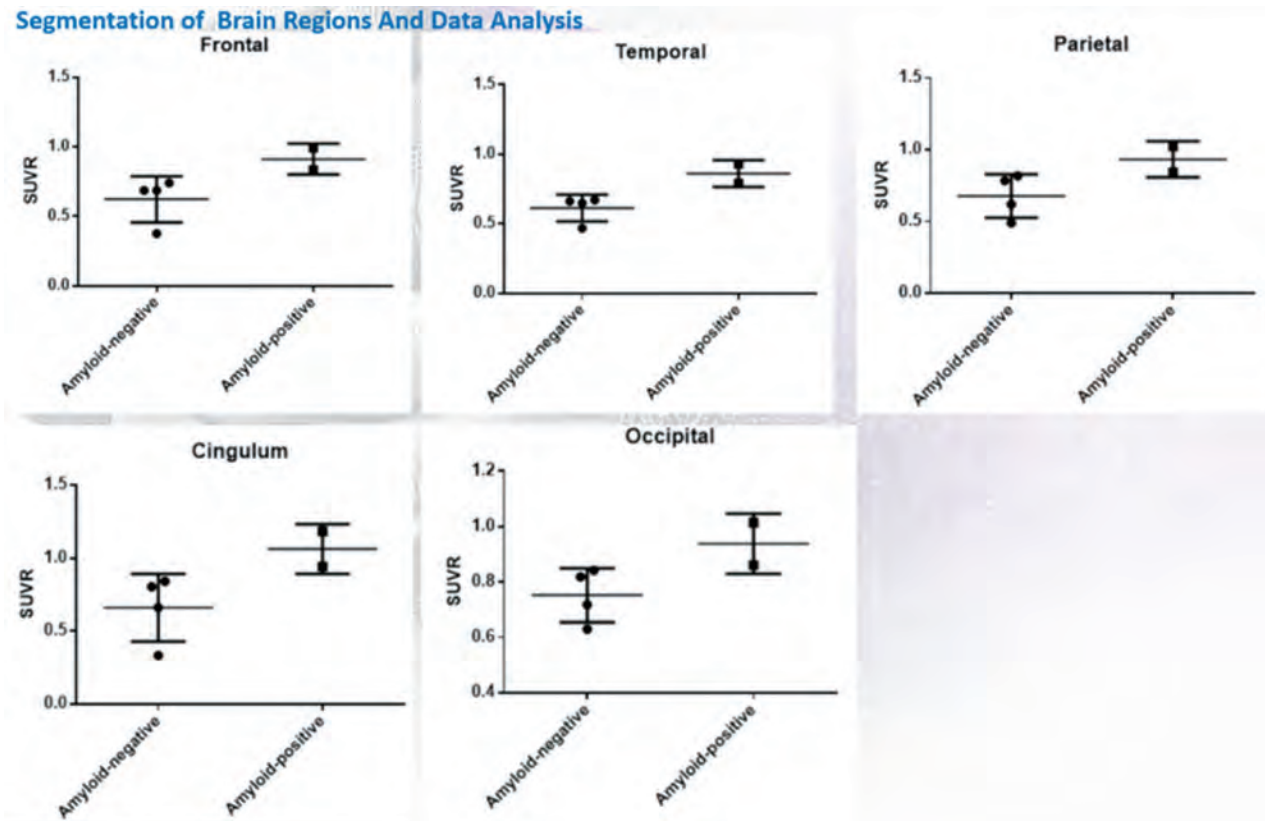
塊相對攝取活度比例，並依照比例大小依序做出 SUVR 值分佈圖。圖中顯示類澱粉蛋白腦部造影陽性患者 SUVR 值分佈曲線比陰性患者分佈曲線有明顯的不同，陽性患者 SUVR 值分佈的半高全寬值 (FWHM = 30%) 較陰性患者 (FWHM = 22%) 寬，且整體分析陽性患者分佈較陰性患者往右分佈，顯示陽性患者整體 SUVR 值分佈有比較大比例高於陰性患者 SUVR 值。未來我們也可以藉由灰質 FBB 攝取之平均 SUVR 值分佈圖及 FWHM 數值，協助臨床判斷腦部灰質類澱粉蛋白攝取趨近於陽性或陰性的分佈曲線。

三、腦部灰質區域 FBB 藥物攝取及數據分析比較

圖四為腦部灰質區域 FBB 藥物攝取 SUVR 數據分析結果，與陰性患者相比，類澱粉蛋白腦部造影陽性患者在額葉 (frontal)、顳葉 (temporal)、枕葉 (occipital)、頂葉 (parietal) 和扣帶迴 (cingulum) 區域的 SUVR 顯著較高。



圖三、類澱粉蛋白腦部造影陽性與陰性個案之腦部灰質中 FBB 攝取的平均 SUVR 分佈圖。



圖四、腦部灰質區域 FBB 藥物在類澱粉蛋白陽性患者在額葉 (frontal)、顳葉 (temporal)、枕葉 (occipital)、頂葉 (parietal) 和扣帶迴 (cingulum) 區域攝取及 SUVR 數據分析。

顯示藉由 PFUS 程式進行 FBB 藥物靜態腦部灰質影像分析結果，與傳統臨床醫師藉由視覺判定腦部灰質影像相比，可以更精確的定位腦部灰質區塊並擷取灰質區塊數值進行數據統計分析比較。

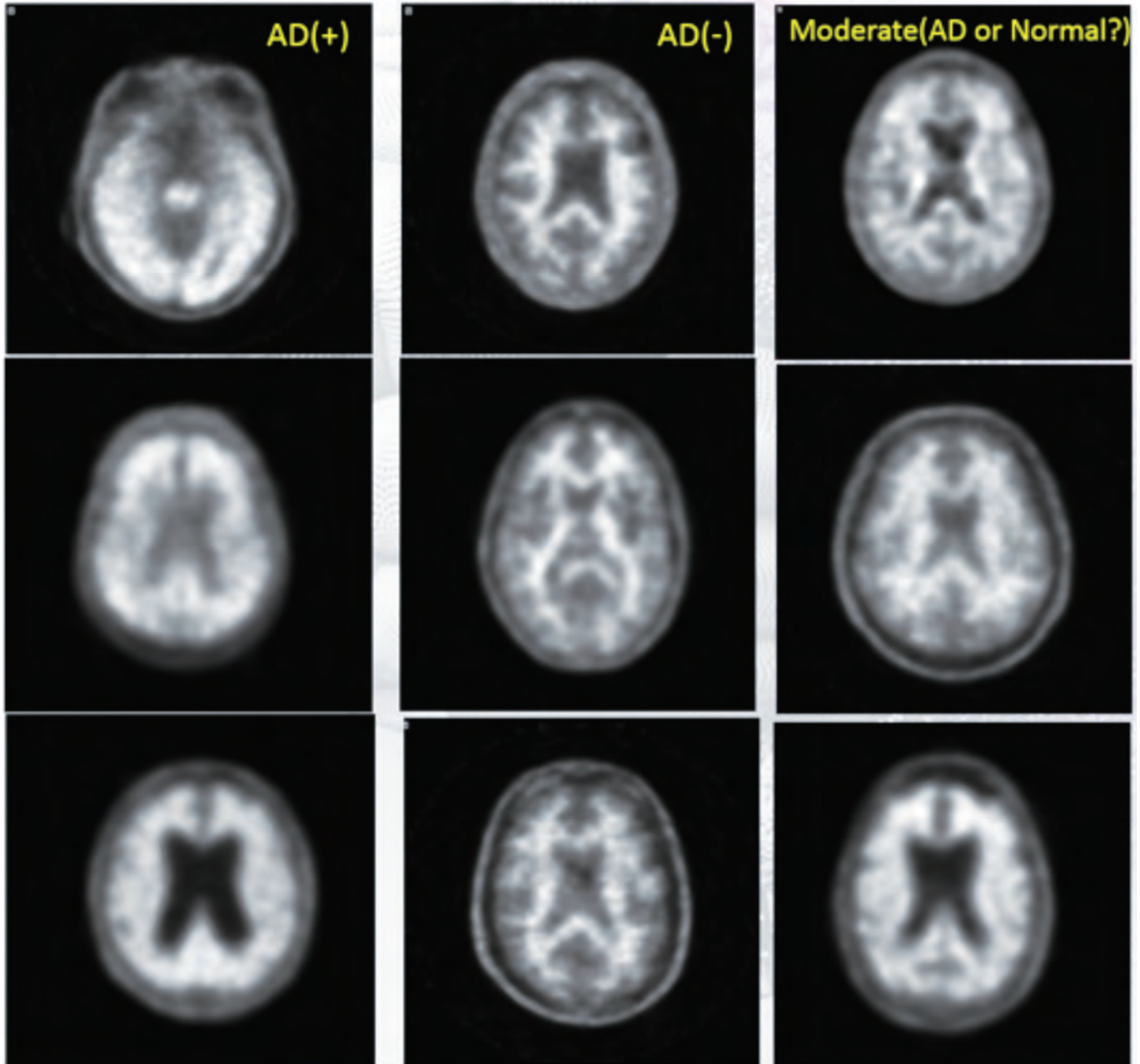
討論

失智症 (Dementia) 是一種疾病而非正常的老化現象，很多家屬誤認為老人的退化現象而忽略了就醫治療的需要，失智症病患沒有接受到醫療的照顧而持續的惡化，造成照顧家屬的家庭及經濟問題。失智症的分類上，最常見是由阿茲海默症 (Alzheimer's disease, AD) 引起，佔約 60% 左右，其他包括血管型失智症 (Vascular dementia, VaD) 約 20%、路易氏體型失智症 (Dementia with Lewy Bodies, DLB) 約 15%、以及額顳葉型失智症 (Frontotemporal Lobar Degeneration, FTLD) 約 5%，有少部分的失智症會起因於基因缺陷的家族遺傳 [11]。在流行病學的研究中，失智症顯然是應當被重視的，然而多數人常認為失智症現象如記憶力衰退只是正常的老化現象而忽略，等到更嚴重時產生遺忘、誤認、情緒改變、個性改變、語言表達、迷路、妄想、視幻覺、漫遊或躁動、不恰當的行為、睡眠障礙、行動力降低、生活障礙及大小便失禁…等嚴重的失智症後遺症時為時已晚。在患者有失智症初期症狀時，藉由醫學影像判定給予正確的診斷，使用藥物協助病患緩解症狀及衛教，可以將失智症的惡化程度趨緩，提昇失智症病患及家屬的生活品質。錯誤的診斷將導致失智症狀惡化，最後發生令人遺憾的結果，由此可知失智症患者正確的臨床診斷及判讀是多麼的重要。

失智症中最常見的阿茲海默症病理改變主要為腦部皮質瀰漫性萎縮，腦溝增寬，腦室擴大，神經元大量減少，且大腦灰質中有老化斑塊 (senile plaques) 及神經纖維糾結 (Neurofibrillary tangles, NFTs) 等病變 [5]，傳統診斷失智症方式大都藉由電腦斷層及核磁共振等解剖性影像來作為判讀依據，然而在針對失智症佔大部分的阿茲海默症患者其診斷率並不高。近年來核子醫學領域的正子影像及藥物的發展，可藉由腦部生理的影像攝取來幫助診斷阿茲海默症的病變。三軍總醫院近來致力於神經影像學研究，積極導入新穎腦部類澱粉蛋白沉積專用正子示蹤劑 FBB 檢查 [8]，類澱粉蛋白沉積為阿茲海默症病人腦部最常見的病理變化，也被認為最有可能是引發

阿茲海默症之原因。透過 FBB 正子造影檢測結果，經由神經影像判定腦部類澱粉老化斑塊密度，可有效協助臨床早期診斷阿茲海默症。藉由正子 FBB 藥物影像的判讀結果來介入治療，減緩阿茲海默症病人退化的進程，避免非阿茲海默症病人用藥錯誤而產生的不必要副作用，使治療方向更明確。然而由 FBB 藥物在腦中呈現的影像會因為阿茲海默症病人腦部類澱粉蛋白沉積嚴重程度而出現不同的攝取圖像 (圖五)，圖中左邊三位影像是呈現阿茲海默症病人腦部有類澱粉蛋白沉積影像，在病人腦部灰質區塊中呈現均勻分佈的 FBB 影像；圖中正中央三位影像是呈現非阿茲海默症病人腦部影像，沒有類澱粉蛋白沉積，病人腦部灰質區塊中呈現冷區分佈的 FBB 影像；然而右邊三位影像是呈現腦部攝取類澱粉蛋白沉積介於有或無的情況，在病人腦部灰質區塊中呈現冷熱區夾雜分佈的 FBB 影像，對於臨床醫生診斷上如果單靠視覺半定量分析判讀，會出現模擬兩可的診斷且極可能因為經驗不足而造成誤判。為解決此現象最好的方式就是將腦區影像攝取圖數據化，並經由數學統計分析的方式協助判讀，應可減少診斷判讀錯誤的機率。

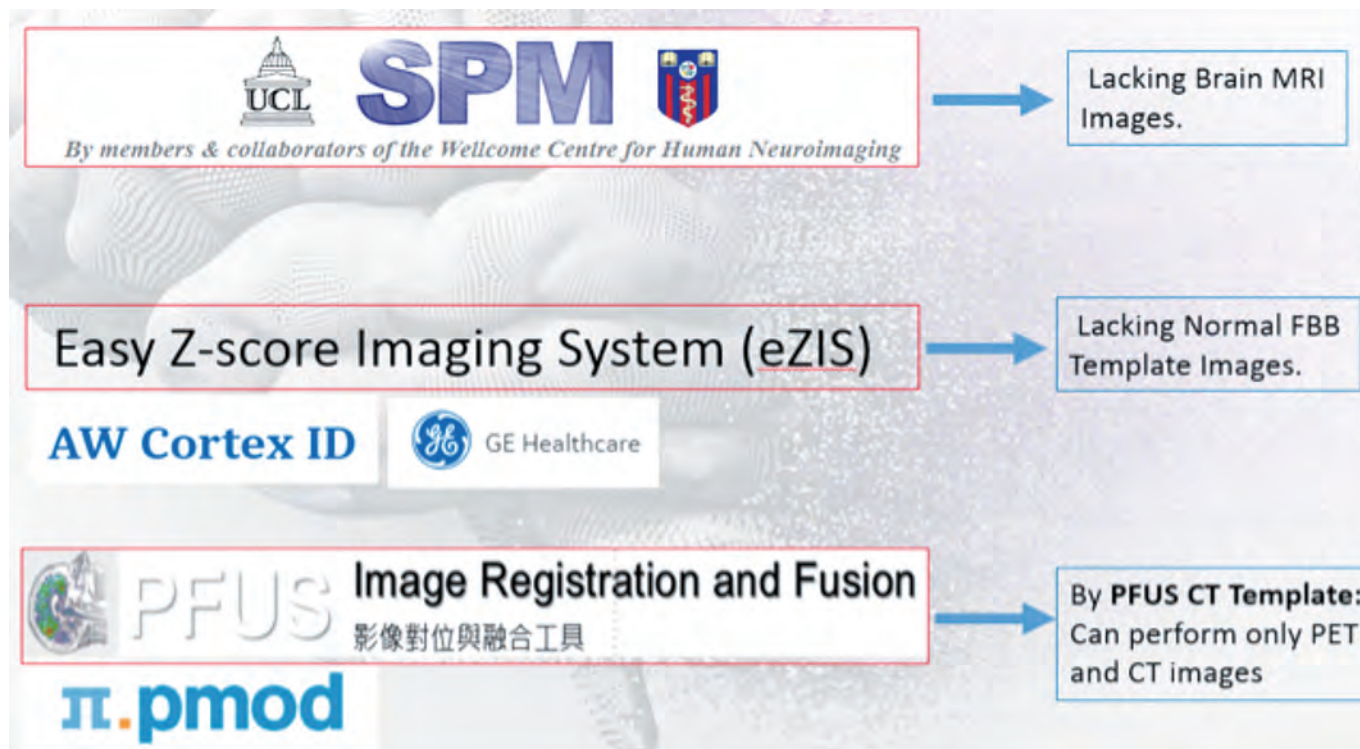
在目前正子腦部影像分析軟體大概分三種 (圖六)。第一種為 SPM (Statistical Parametric Mapping) 腦部分析軟體，以像素為基礎 (pixel-based) 的統計分析方法，此技術主要可以分為以下三個步驟：影像標準化、統計分析、以及顯著性評估。目前大部分的腦部研究軟體皆出於此系統，然而利用此分析軟體最好能搭配腦部 MRI 影像協助精確對位，若要實際應用 SPM 的技術還需要收集正常人腦部 FBB 的圖像，需建立正常人腦部 FBB 藥物攝取圖譜，供做與病患或受檢者比較分析時的依據。且其結果分析是針對正常人及阿茲海默症患者組別對 FBB 藥物腦區分布進行差異分析，若要對個別病患腦區藥物活度數值分析並不適用。第二種為 Easy Z-score Imaging System (eZIS) 系統或 GE 公司的 AW Cortex ID 腦部分析軟體，此類腦部分析影像必須收集大量正常人腦部 FBB 的圖像當作模板才可進行數據分析，然而正常人腦部 FBB 影像收集不易且需要各年齡層正常腦部攝取 F-18 Florbetaben 藥物影像，在缺乏正常人腦部 FBB 藥物正常數據資料 (Normal Database)，就無法使用此系統腦部分析軟體。第三種為 PFUS Image Registration and Fusion 腦部影像對位軟體，由 Pmod 公司研發，此 PFUS 軟體提供 PET/CT 腦部影像分析，由於此軟體提供腦部 CT 模板



圖五、圖中左邊三位影像是呈現阿茲海默症病人腦部有類澱粉蛋白沉積影像；圖中正中央三位影像是呈現非阿茲海默症病人腦部影像；右邊三位影像是呈現腦部攝取類澱粉蛋白沉積介於有或無的情況，在病人腦部灰質區塊中呈現冷熱區夾雜分佈的 FBB 影像。上列圖像由核醫學會所主辦的 FBB 藥物 Florbetaben 影像讀片工作坊提供。

(CT template) 資料，藉由病人腦部 CT 影像與 PFUS 軟體腦部 CT 模板先行對位及變形，再紀錄變形後腦部立體轉換數據 (Transformation Data)，再將此變形數據套用在正子影像中進行影像變形及腦部對位，就可以得到正子

腦部 FBB 藥物在不同腦區分佈情形，可針對有興趣的腦區進行藥物活度的數學統計分析。此系統也可以針對不同正子藥物的腦部影像分析且不需要腦部 MRI 影像，只需要腦部電腦斷層 CT 影像及正子藥物的腦部影像即可



圖六、正子腦部三種分析軟體優缺點比較圖。

進行單一的病人腦部分析結果，對於 FBB 藥物這少見藥物檢查分析是非常適合的。

根據本中心為 F-18 Florbetaben 阿茲海默症造影設計了一套標準造影流程 [8]，詳細規範病人檢查前後重要注意事項、給藥程序及劑量、正子檢查儀器參數設定及流程等相關設定。並選定六位受試者來自三總臨床科部選定參與研究的自願個案，每位患者在臨床表現上都被診斷為失智症的情形。病人中有兩位由臨床專科醫師判定為阿茲海默症患者，因此 FBB 藥物會累積在腦部皮質中顯影；有四位病人為其他型的失智症患者，FBB 藥物不會累積在腦部皮質中顯影。每位受試者均依遵照三總正子斷層造影中心腦部類澱粉蛋白正子造影檢查作業程序進行腦部造影。每位病人經 PET/CT 造影後，會產生一組 PET 及 CT 的影像資料。本中心 FBB 腦部影像分析選用 PMOD 軟體的 PFUS 程式 (version 3.9, Pmod Technologies Ltd., Zurich, Switzerland)，根據本論文的影像分析步驟 (圖一) 來進行定量靜態成像 FBB 腦部的影像活度分析，可以擷取病人腦部解剖位置選取有興趣的腦部灰質區塊進行數學統計分析。

FBB 注射後 90 分鐘擷取正子靜態 FBB 藥物影像中 (圖二)，我們觀察阿茲海默症患者腦部灰質影像類澱粉蛋白呈現明顯的陽性 FBB 藥物堆積，而對照組腦部灰質影像類澱粉蛋白呈現較弱的陰性 FBB 藥物堆積。經由 PFUS 程式選取的腦部灰質 FBB SUVR 的數據顯示 (以橋腦 pons 當做參考區塊)，阿茲海默症患者腦部灰質平均 FBB 攝取 SUVR 數值 (0.909 ± 0.14) 明顯高於對照組腦部灰質平均 SUVR 數值 (0.657 ± 0.14)。我們確認利用 PFUS 程式可將靜態的 FBB 藥物堆積腦部灰質影像順利轉化成數值分析比較結果。

在觀察類澱粉蛋白腦部造影陽性和陰性患者中灰質 FBB 攝取之平均 SUVR 值分佈圖中，FBB 藥物經由腦部攝取 90 分鐘後，經由 PFUS 程式進行 FBB 藥物靜態腦部灰質影像活度分析。我們擷取大腦灰質 FBB 藥物攝取影像區塊進行分析，分別將類澱粉蛋白腦部造影陽性和陰性患者腦部灰質攝取平均 SUVR 最大值當作 100%，再算出其他腦部灰質區塊相對攝取活度比例，並依照比例大小依序做出 SUVR 值分佈圖。圖中阿茲海默症患者 SUVR 值分佈的半高全寬值 ($FWHM = 30\%$) 較陰性患者

(FWHM = 22%) 寬，且整體分佈阿茲海默症患者分佈較對照組患者往右分佈，顯示陽性患者整體 SUVR 值分佈有比較大比例高於陰性患者 SUVR 值。

在腦部灰質區域 FBB 藥物攝取及數據分析比較中，由於 F-18-FBB 藥物在腦中呈現的影像會因為阿茲海默症病人腦部類澱粉蛋白沉積嚴重程度而出現不同的攝取圖像，且大部分攝取的位置會在大腦灰質的區塊如額葉 (frontal)、顳葉 (temporal)、枕葉 (occipital)、頂葉 (parietal) 和扣帶迴 (cingulum) 區域。我們選取此五大區塊分別針對阿茲海默症患者群及對照組患者群，進行精確的定位腦部灰質區塊並擷取數值進行數據分析比較。在腦部灰質區塊中額葉 (frontal, 阿茲海默症患者 SUVR 數值 0.91 ± 0.07 ; 對照組患者 SUVR 數值 0.62 ± 0.08)，顳葉 (temporal, 阿茲海默症患者 SUVR 數值 0.86 ± 0.07 ; 對照組患者 SUVR 數值 0.61 ± 0.05)，枕葉 (occipital, 阿茲海默症患者 SUVR 數值 0.94 ± 0.08 ; 對照組患者 SUVR 數值 0.75 ± 0.05)，頂葉 (parietal, 阿茲海默症患者 SUVR 數值 0.93 ± 0.09 ; 對照組患者 SUVR 數值 0.68 ± 0.08) 和扣帶迴 (cingulum, 阿茲海默症患者 SUVR 數值 1.06 ± 0.12 ; 對照組患者 SUVR 數值 0.66 ± 0.12)，可藉由數值分析結果明顯看出在腦部灰質區塊中阿茲海默症患者 FBB SUVR 值明顯高於對照組。藉由 PFUS 程式進行 FBB 藥物靜態腦部灰質影像分析，可以更精確的定位腦部灰質區塊並擷取數值進行數據分析比較。

本中心近來致力於神經影像學研究 [7]，透過 FBB 正子造影檢測結果，經由神經影像判定腦部類澱粉蛋白老化斑塊密度，可有效協助臨床早期診斷阿茲海默症。然而腦部 FBB 影像判讀的靈敏度高 (93.5%) 但專一度低 (56.2%) [9]，導致醫師藉由視覺半定量方式判讀 FBB 影像可能有模稜兩可情形而不易準確判讀影像。本中心 FBB 腦部影像分析選用 Pmod 軟體的 PFUS 程式，建立一套標準的分析影像步驟來進行定量靜態成像 FBB 腦部的影像活度分析，可以擷取病人腦部解剖位置選取有興趣的腦部灰質區塊進行數學統計分析。此 PMOD 軟體的 PFUS 程式分析方法也可運用在不同藥物的腦部區塊分析中，藉由腦部 CT 影像的協助將 PET 影像解剖位置確

認並選取 ROI 進行數據分析，可以免去病人必需做 MRI 影像的困擾。在未來影像判定精進上，本中心會持續收集 F-18 Florbetaben 藥物的病患資料，強化數學統計分析的準確性，並藉由特定腦區數據分析結果，協助醫師對於 FBB 腦部影像的判定，以期達到最佳的影像確診品質。未來本正子中心計畫建立影像判讀系統，經由具人工智慧之腦部影像軟體，協助醫生影像判定，亦可由電腦分析結果來確立診斷，減少偽陽性及偽陰性的誤差。

參考文獻

1. 資料來源：國家發展委員會「中華民國人口推估 (2018 至 2065 年)」，2018 年 8 月。
2. 台灣失智者協會網站。
3. 衛生福利部科技研究計畫『失智症 (含輕度認知功能障礙, MCI) 流行病學調查及失智症照護研究計畫』。
4. 劉景寬、戴志達、林瑞泰、賴秋蓮。台灣失智症的流行病學。應用心理研究第七期，2000 秋，157-169。
5. Richard A. Armstrong. The molecular biology of senile plaques and neurofibrillary tangles in Alzheimer's disease, *Folia Neuropathol* 2009; 47(4): 289-299.
6. Ong et al. 18F-florbetaben Ab imaging in mild cognitive impairment Alzheimer's, *Research & Therapy* 2013, 5:4.
7. 三總醫訊 11 月號 2017, 8-20。
8. En-Shih Chen, et al. Establishment of the Brain Positron Tracer F-18 Florbetaben Standard Procedure and Image Analysis in the Tri-Service General Hospital, *J Nucl Med Tech* 2017;14:27-36 Vol. 14 No. 1 December 2017.
9. *Neurodegenerative Diseases. Chapter 1 Alzheimer's Disease: A Clinical Perspective.* DOI: 10.5772/54539.
10. Minoshima S, Drzezga AE, Barthel H, et al. SNMMI Procedure Standard-EANM Practice Guideline for Amyloid PET Imaging of the Brain *J Nucl Med.* 2016 Aug;57(8):1316-22. doi: 10.2967/jnumed.116.174615.
11. Burns, A; Iliffe, S. Dementia. *BMJ (Clinical research ed.)*. 5 February 2009, 338: b75.

Quantification Analysis of F-18 Florbetaben PET In Suspected Dementia Patients

En-Shih Chen^{1,2}, Li-Fan Lin¹, Ing-Jou Chen^{1,2},
You-Ping Yin¹, Ta-Wei Tseng^{1,2}, Chuang-Hsin Chiu¹

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

²*Chinese Association of Radiological Technologists & Taipei Association of Radiological Technologists*

Purpose: Alzheimer's disease (AD) is the most common type of dementia, accounting for 60% of all dementia, and therefore establishment of accurate diagnostic and image analytic tools for AD patients are quite important. Recently, we have established the standard PET imaging protocol of F-18 Florbetaben (FBB), a beta amyloid (A β) specific-binding PET tracer for AD patients. However, the visual inspection with semi-quantitative analysis of FBB PET images may be inconclusive in some clinical interpretation. The aim of this study was to establish a computer-assisted image quantification method for objective assessment for FBB PET.

Methods: We collected six clinically suspected dementia patients for FBB PET. The static imaging was acquired by GE 710 PET/CT scanner. Imaging was acquired 90 minutes after FBB administration (20 mins/bed). Quantitative analysis of FBB PET was done by PFUS analysis of the Pmod software (version 3.9, Pmod Technologies Ltd., Zurich, Switzerland).

Results: Static FBB PET imaging acquired at 90 minutes after FBB injection showed marked difference in grey matter FBB uptake and mean SUVRs histogram distributions between amyloid-positive and amyloid-negative patients. The grey matter FBB SUVRs (using pons as reference region) of amyloid-positive patients and amyloid-negative patients were 0.909 ± 0.14 & 0.657 ± 0.14 , respectively. The SUVRs of frontal, temporal, occipital, parietal, and cingulum regions in amyloid-positive patients showed significantly higher than those in amyloid-negative patients.

Conclusions: We have established a computer-assisted quantification method for FBB PET scan which could complement the current visual inspection method in FBB PET. It may greatly facilitate the clinical diagnosis of AD. In the future, we will plan to collect more FBB images to calculate the correlation coefficient between amyloid-positive and amyloid-negative patients.

Key words: Dementia, Alzheimer's disease (AD), F-18 Florbetaben (FBB), Beta amyloid (A β), Pmod

J Nucl Med Tech 2019;16:33-43

Received 2019/12/1

Corresponding author: En-Shih Chen

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

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

Tel: (02) 87923311 ext. 16698 E-mail: chenenshih@gmail.com

核醫技術學雜誌投稿簡則

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

範例：

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

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

本文：包括前言 (引言)、材料與方法、結果、討論、誌謝、參考文獻。

表格、圖片說明頁：依表格、圖片在本文出現順序專頁繕打，置於本文之後。

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

5. Tada A, Hisada K, Suzuki T, et al. Volume measurement of intracranial hematoma by computed tomography. *Neurol Surg (Tokyo)* 1981;9:251-256. [In Japanese; English abstract].
6. Araki G, Prognosis in thalamic hemorrhage. *Jpn J Stroke* 1981;3:120-122. [In Japanese].
7. Begent RHJ, Jewkes RF. Radiolabelled antibodies for imaging of gastrointestinal tumours. In: Robinson PJA, ed. *Nuclear Gastroenterology*. 1st ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1986:145-156.
8. 陳輝墉，曾凱元，高潘福，黃妙珠。核醫骨酪造影在人工全髖關節鬆脫或感染之評估。 *臺灣醫誌* 1986;554-560。
9. 張文成。 *基礎核子醫學*，一版。臺北：華杏，1982：97-110。
10. 除參考文獻內之出版年代到頁數間不必留空格外，文內逗號(,)、句號(.)、冒號(:)、分號(;)後各留一空格。左側中括弧([)、左側小括弧()及左側引號(“或”)之前面要留一空格。右側中括弧(])、右側小括弧()及右側引號(“或”)之後面若無其他標點符號，後面要留一空格。
11. 每一表格應分開另紙繕打，依文內引用之順序排列，置於表格及圖片之說明頁之後。縱線請設法避免，橫線也儘量少用，不必加邊線。表格內之附註，請依次用*, +, §, l, =, **等符號說明，本文內儘量避免另加附註。
12. 圖片三套，每套分別置於一個封袋。照片必須光面清晰，每張背面並以軟鉛筆註明號碼、題目(勿註作者姓名、單位)，並以箭頭指示朝上方向。如係多張拼圖，請拼組後翻拍成5×7吋(127×173 mm)照片。如係繪圖，應用濃墨描繪於白紙。光學或電子顯微鏡照片，請註明染色方法及放大倍率或比率。亦應將圖片、拼圖、繪圖，燒錄於光碟片中。
13. 為了減少排版錯誤，投稿時請一併提供 IBM PC 相容電腦 Microsoft Word 檔磁碟片、光碟片或電子郵件中。磁片中、光碟片或電子郵件中請勿包含任何指令檔(.com)、執行檔(.exe)、隱藏檔，更請注意不要有病毒。
14. 論文掲載以審查通過之順序陸續出版。如果希望立即掲載，需自行負擔全部費用。
15. 重新繪製插圖費用、英文修改費用、彩色圖版的印刷費用，一概由作者自行負擔。
16. 被接受發表之文稿，除書信(correspondence)外，作者可免費獲抽印本50份。額外抽印本可用成本費加印，投稿時請事先聲明加印數量。
17. 其他細節請參閱國際指導委員會(International Steering Committee)發表之生物醫學雜誌稿件統一規格(Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals, *Ann Intern Med* 1997;126:36-47)。
18. 來稿請備一式三份(一份原稿，二份複印稿)及一份含文稿檔案電腦磁片或光碟片，寄『核醫技術學雜誌總編輯 台北市中山區(10449)中山北路二段92號 台北馬偕醫院 核醫科杜高瑩放射師』或 E-mail: kenny@ms2.mmh.org.tw，並附一投稿簡函。

核醫技術學誌

宗旨與目的

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

版權

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

刊別

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

訂閱辦法

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

Journal of Nuclear Medicine Technology

Instructions to Authors

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

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

Kao-Ying Tu
Editor in Chief
Journal of Nuclear Medicine Technology
Department of Nuclear Medicine, Mackay Memorial Hospital, No 92, Section 2, Zhongshan North Road, Taipei 10449, Taiwan, R.O.C.
Tel: (02)2543-3535#2299
Fax: (02)2543-3642

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

J Nucl Med Technol

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

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

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

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

Subscription rates for:

International price including postage and handling--

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

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

Payment should be made to:

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

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

核醫技術學雜誌投稿版權轉移同意書及格式檢查清單

(請影印此清單詳細檢查填妥後隨同稿件寄出)

茲寄上文稿 _____

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

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

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

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

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

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

_____ 參考文獻格式必須符合本雜誌投稿簡則第 9 項規定。

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

_____ 表格格式必須符合本雜誌投稿簡則第 11 項規定。

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

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

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

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

