

XÁC ĐỊNH SỰ PHÂN BỐ HOẠT ĐỘ THUỐC PHÓNG XẠ TRÊN PHANTOM NEMA IEC/2001 BẰNG PHƯƠNG PHÁP CONJUGATE – VIEW

TÓM TẮT

Trần Văn Phúc^{1*}, Trần Văn Hoàng², Lê Trần Tuấn Kiệt³

Đặt vấn đề và mục tiêu nghiên cứu: Khi lượng tử gamma (γ) đi qua môi trường vật chất, cường độ của chúng bị suy giảm với một lượng đáng kể. Khả năng ghi nhận phóng xạ của hệ thống máy SPECT phụ thuộc vào hiệu suất ghi nhận tia (γ) của từng loại đầu dò. Tốc độ đếm tia gamma của hệ máy SPECT tại cơ quan bệnh cần khảo sát tăng lên đáng kể do có sự đóng góp hoạt độ phóng xạ không mong muốn từ những cơ quan hấp thu thuốc phóng xạ nằm ở vị trí liền kề hay bị chồng lấn. Những yếu tố trên làm gia tăng độ sai biệt giữa hoạt độ phóng xạ hấp thu thực tế và hoạt độ phóng xạ ghi nhận được thông qua ảnh xạ hình SPECT của cơ quan bệnh. Điều này gây khó khăn trong việc chẩn đoán và phân lập giai đoạn của bệnh lí. Vì vậy, việc nghiên cứu xác định sự phân bố hoạt độ của thuốc phóng xạ tại từng cơ quan bệnh là một công việc mang tính thực tiễn và có giá trị khoa học. Nó cung cấp thêm thông tin độ hấp thu thuốc phóng xạ của từng cơ quan bệnh, từ đó giúp bác sĩ đưa ra những liệu pháp điều trị phù hợp.

Phương pháp: Tiến hành xác định sự phân bố hoạt độ thuốc phóng xạ tại các quả cầu của phantom NEMA IEC/2001 (mô phỏng cho các cơ quan trong cơ thể hấp thu thuốc phóng xạ) bằng phương pháp kết hợp hình ảnh (Conjugate - View). Trong nghiên cứu này, chúng tôi xác định sự phân bố hoạt độ của thuốc phóng xạ tập trung tại các quả cầu bằng cách sử dụng hình ảnh từ hai đầu dò tinh thể nhấp nháy của hệ máy SPECT, kết hợp với việc hiệu chỉnh hệ số chuẩn của hệ máy SPECT, và hệ số suy giảm tuyến tính của chùm photon khi truyền qua môi trường vật chất.

Kết quả: Độ sai biệt ($\Delta A_j/A_j$) của hoạt độ thuốc phóng xạ tại các quả cầu khi tính toán bằng phương pháp Conjugate - View và hoạt độ phóng xạ đo được trước khi đưa vào từng quả cầu có giá trị dao động từ 0.5% đến dưới 4.0% (nhỏ hơn 5.0% - sai số cho phép của phép đo).

Kết luận: Kết quả ghi nhận được cho thấy tính hiệu quả của việc sử dụng phương pháp kết hợp hai hình ảnh phẳng (hình ảnh phóng xạ) được ghi hình từ máy SPECT cùng với quá trình hiệu chỉnh tán xạ và độ suy giảm tuyến tính của chùm bức xạ gamma để xác định sự phân bố hoạt độ thuốc phóng xạ. Qua đó chúng ta có thể áp dụng phương pháp Conjugate - View để xác định sự phân bố hoạt độ thuốc phóng xạ tại các cơ quan trong cơ thể bệnh nhân.

Từ khóa: SPECT, SPECT/CT, MIRD Dose, Conjugate - View.

DETERMINATION OF RADIOPHARMACEUTICAL ACTIVITY DISTRIBUTION ON NEMA IEC/2001 PHANTOM USING CONJUGATE-VIEW METHOD

ABSTRACT

Objective: When gamma rays (γ) pass through a material medium, both their intensity is reduced by a significant amount and scattering also occurs. The radiation recording ability of the SPECT system depends on the type of detectors. Rate counts of radiopharmaceutical activity of the diseased organ under investigation increase significantly owing to the unwanted radiation contributions from the locatedly adjacent or overlapping positions. The above factors increase the standard deviations between the radioactivity recorded through SPECT imaging and the actual absorbed radioactivity of the diseased organs. This makes it difficult to diagnose and classify the stage of the disease. Therefore, the study of determining the distribution of radiopharmaceutical activity in diseased organs is a practical and scientifically valuable task. It also provides additional information about the radiopharmaceutical activity absorption of the diseased organs. Thanks to that, the doctors can find out appropriate treatments.

Method: In this study, we determine the distribution of radiopharmaceutical activity in the spheres of the NEMA IEC/2001 phantom (simulation for organs in the body to absorb radiopharmaceutical) by using the Conjugate - View method. In this method, we find out the activity distribution of radiopharmaceutical concentrated in spheres using images from two detectors of the

1. Đại học Y Dược Thành Phố Hồ Chí Minh

2 Bệnh Viện Ung Bướu, Thành phố Hồ Chí Minh

3 Bệnh Viện Chợ Rẫy, Thành phố Hồ Chí Minh

*Tác giả liên hệ: Trần Văn Phúc

Email: tranvanphuc@ump.edu.vn

Ngày nhận bài: 13/12/2024

Ngày phản biện: 25/02/2025

Ngày duyệt bài: 28/02/2025

SPECT system as well as combine with adjusting the standard coefficient of the SPECT system, and the linear attenuation coefficient of the photon beam when passing through the material medium.

Results: Standard deviations ($\Delta A_j/A_j$) (%) of the radiopharmaceutical activity in the spheres when calculated using the Conjugate - View method and the radioactive activity measured before entering each sphere have the value ranges from 0.5 % to less than 4.0 % (less than 5.0% - the permissible error).

Conclusion: These results show the effectiveness of using the method of combining two planar images (radioactive images) recorded from the SPECT system along with the process of correcting scattering and linear attenuation of the gamma radiation to determine the distribution of radiopharmaceutical activity. Thereby, we can apply the Conjugate - View method to determine the distribution of radiopharmaceutical activity in organs in the patient's body.

Keywords: SPECT, SPECT/CT, MIRD Dose, Conjugate - View.

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Xạ hình trong lĩnh vực y học hạt nhân không chỉ là phương pháp chẩn đoán hình ảnh đơn thuần về mặt hình thái (cấu trúc) mà nó còn giúp ta đánh giá được sự thay đổi chức năng của từng cơ quan, phủ tạng và một số biến đổi bệnh lí khác thông qua hình ảnh ghi nhận được từ hệ thống máy SPECT, SPECT/CT, PET/CT, hay PET/MRI và PET/CT/MRI. SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) là kỹ thuật xạ hình cắt lớp phát xạ đơn photon; và PET (Positron Emission Tomography) là kỹ thuật xạ hình cắt lớp phát xạ positron. Hình ảnh ghi nhận được từ hai loại xạ hình này đều dựa vào việc phát bức xạ của thuốc phóng xạ (TPX) bên trong cơ thể bệnh nhân. Trong những năm gần đây, ghi hình PET/CT được xem là phương thức tiên tiến nhất về hiệu suất ghi nhận tín hiệu của hệ thống cũng như độ chính xác của chỉ số phân tích bán định lượng về giá trị hấp thu chuẩn của từng cơ quan bệnh lý đối với TPX (Standardized Uptake Values - SUVs - g/ml) [1]. Trong khi đó SPECT/CT đang dần hướng đến cách tiếp cận với ảnh xạ hình đi kèm với phần mềm có chức năng phân tích bán định lượng. Điển hình vào năm 2016, xSPECT Quant (Siemens Healthineers) được ứng dụng trong phân tích trị số bán định lượng SUV cho các đồng vị ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{177}Lu , ^{111}In [2]. Hiện nay, ngoài Siemens Healthineers, nhiều công ty khác

cũng tham gia phát triển phần mềm phân tích bán định lượng. Cụ thể, GE Healthcare cung cấp phần mềm "SUV SPECT™", Hermes Medical Solutions cung cấp "GE's Q.Volumetrix MI", trong khi các nền tảng khác như Medical Image Merge (MIM) và Osirix cũng đóng góp vào lĩnh vực này với các giải pháp chuyên biệt. Các công ty này cũng đang tích cực nghiên cứu và phát triển các phần mềm phân tích bán định lượng nhằm đáp ứng nhu cầu ngày càng cao trong chẩn đoán hình ảnh y học hạt nhân bằng kỹ thuật ghi hình thuốc phóng xạ [3]. Vì vậy, việc nghiên cứu xác định được sự phân bố hoạt độ của TPX tại các cơ quan cần khảo sát thông qua ảnh xạ hình của hệ thống máy SPECT hiện nay là một công việc mang tính thực tiễn và có giá trị khoa học. Nó cung cấp thêm thông tin bán định lượng về giá trị hấp thu TPX của từng cơ quan bệnh, từ đó giúp bác sĩ đưa ra những liệu pháp điều trị phù hợp.

Khi lượng tử gamma (γ) đi qua môi trường vật chất, cường độ của chúng bị suy giảm với một đại lượng đáng kể đồng thời cũng xảy ra quá trình tán xạ. Khả năng ghi nhận bức xạ của hệ thống máy SPECT phụ thuộc vào từng loại đầu dò. Sự đóng góp bức xạ không mong muốn từ những cơ quan lân cận chứa TPX nằm liền kề hay chồng lấn lên cơ quan bệnh cần khảo sát. Những yếu tố này làm gia tăng sai số trong quá trình xác định sự phân bố hoạt độ TPX tại từng cơ quan bệnh. Để khắc phục những hạn chế này, chúng tôi sử dụng hai hình ảnh phẳng (planar) được ghi nhận từ hệ thống máy SPECT, kết hợp sử dụng phương pháp Conjugate - View được đề xuất bởi Hiệp hội Liều chiếu trong Y học – MIRD để tính toán hoạt độ TPX tại cơ quan bệnh [4].

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. Mô hình nghiên cứu

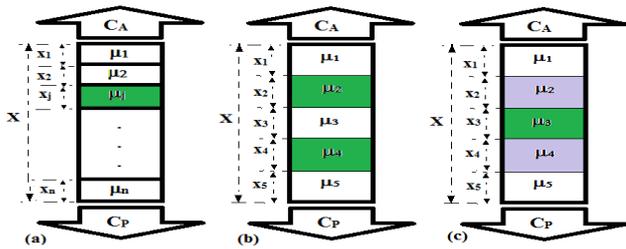
Trong nghiên cứu này, để xác định sự phân bố hoạt độ của TPX tại các cơ quan bệnh, chúng tôi sử dụng phantom NEMA mô phỏng cho cơ thể bệnh nhân và các quả cầu bên trong phantom NEMA có chứa TPX ^{99m}Tc , mô phỏng cho các cơ quan trong cơ thể hấp thu TPX. Tiến hành ghi hình tĩnh (planar) phantom NEMA với cấu hình hệ hai đầu dò được thiết lập ở vị trí đối song ($0^\circ - 180^\circ$) [4]. Sử dụng phương pháp kết hợp ảnh xạ hình (Conjugate - View) thu được từ hai đầu dò máy SPECT, đồng thời thiết lập thêm các thông số để hiệu chỉnh độ suy giảm và tán xạ của chùm photon.

Để khái quát hoá phương pháp, chúng tôi đưa ra mô hình nghiên cứu như sau:

Môi trường xung quanh cơ quan nguồn phóng xạ (màu xanh - hình 1.a) khảo sát là đồng nhất và không chứa phóng xạ.

Hai cơ quan nguồn phóng xạ (màu xanh - hình 1.b) khảo sát giống nhau về cấu trúc nằm chồng chập lên nhau và môi trường xung quanh không chứa phóng xạ.

Một cơ quan nguồn phóng xạ (màu xanh - hình 1.c) khảo sát nằm chính giữa và môi trường xung quanh có chứa phóng xạ (có hoạt độ thấp hơn hoạt độ của nguồn khảo sát - màu tím).



Hình 1. Mô tả phân bố thuốc phóng xạ bên trong phantom NEMA

2.2. Công thức tính

Hoạt độ thuốc phóng xạ tập trung tại cơ quan nguồn (j) được xác định bởi công thức:

$$A_j = \sqrt{\frac{C_{AT} \cdot C_{PT} \cdot f_j}{e^{-\mu X} \cdot K}} \cdot g(\alpha) \quad (1)$$

A_j : hoạt độ TPX bên trong cơ quan cần khảo sát (nguồn), (Bq hay μ Ci)

μ_j : hệ số suy giảm tuyến tính của cơ quan nguồn j, (cm^{-1})

x_j : bề dày của cơ quan nguồn j, (cm)

X: bề dày của cơ thể bệnh nhân, (cm)

f_j : thừa số hiệu chỉnh độ suy giảm tuyến tính μ_j và bề dày x_j của cơ quan nguồn j, ($f_j \leq 1$)

μ : hệ số suy giảm tuyến tính hiệu dụng xét trên bề dày tổng thể của cơ thể bệnh nhân; (cm^{-1})

K: hệ số chuẩn của đầu dò Gamma Camera (trong máy SPECT); (số đếm/ mỗi đơn vị hoạt độ/ thời gian)

C_{AT} : tốc độ đếm thực ghi nhận được từ hình ảnh phía trước (anterior) của máy SPECT, (số đếm/ thời gian)

C_{PT} : tốc độ đếm thực ghi nhận được từ hình ảnh phía sau (posterior) của máy SPECT, (số đếm/ thời gian)

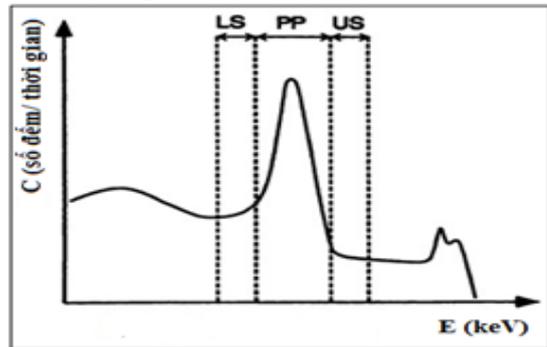
$g(\alpha)$: là hệ số hiệu chỉnh phóng xạ

$$g(\alpha) = \{1 + (\alpha f_2/f_4)^2 + 2\alpha(f_2/f_4) \cdot \cosh[(\mu_2 x_2 + 2\mu_3 x_3 + \mu_4 x_4)/2]\}^{-1/2}$$

Hiện nay có một số phương pháp hiệu chỉnh cường độ photon do tán xạ như: phương pháp ngoại suy Pseudo, phương pháp xây dựng hệ số tích lũy (tác giả Wu và Siegel) hay phương pháp hiệu chỉnh ba cửa sổ năng lượng. Trong nghiên cứu này, chúng tôi sử dụng phương pháp “hiệu chỉnh ba cửa sổ năng lượng” đã được xây dựng sẵn trong phần mềm Syngo kèm theo chương trình xử lý ảnh của máy SPECT, hiệu chỉnh cường độ chùm photon tán xạ bằng phương pháp hiệu chỉnh ba cửa sổ năng lượng (TEW) [4], [5]. Tốc độ đếm thực CT được tính bằng phương trình sau:

$$C_T = C_{PP} - (C_{US} + C_{LS}), \quad (\text{số đếm/ thời gian}) \quad (2)$$

Trong đó: C_{PP} là tốc độ đếm tổng được ghi nhận trong cửa sổ đỉnh quang điện, C_{US} và C_{LS} lần lượt là tốc độ đếm phông được tạo ra ở phía trước và sau đỉnh quang điện.

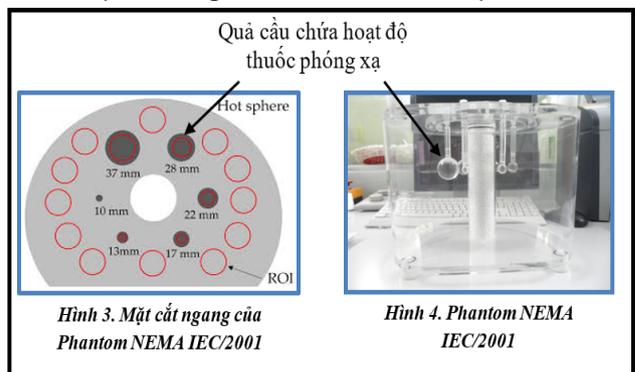


Hình 2. Kỹ thuật hiệu chỉnh tán xạ bằng phương pháp sử dụng ba cửa sổ năng lượng

2.3. Phương tiện và công cụ

Phantom NEMA IEC/2001

Các quả cầu bên trong phantom NEMA IEC/2001 được lấp đầy bằng TPX ^{99m}Tc dùng để mô phỏng cho các cơ quan trong cơ thể bệnh nhân hấp thu TPX.

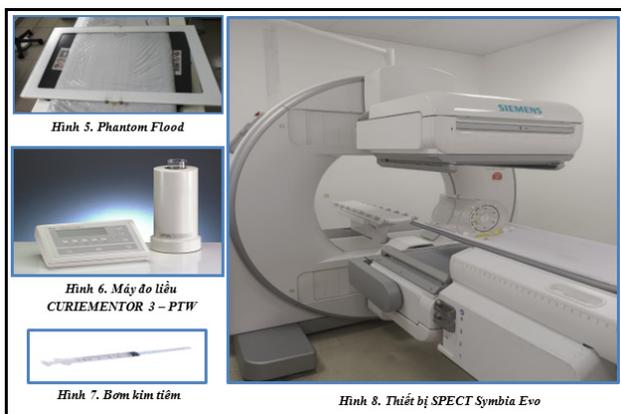


Hình 3. Mặt cắt ngang của Phantom NEMA IEC/2001

Hình 4. Phantom NEMA IEC/2001

Phantom Flood (hình 5) dùng để hỗ trợ xác định giá trị hệ số suy giảm tuyến tính hiệu dụng (μ) xét trên bề dày tổng thể của cơ thể bệnh nhân. Máy đo liều Curielementor 3 – PTW (hình 6) dùng để xác

định liều lượng hoạt độ phóng xạ Tc-99m. Bơm kim tiêm (hình 7) dùng để tách chiết TPX từ Generator. Và hệ thống máy SPECT Symbia Evo –Siemens (hình 8) dùng để ghi hình và xử lý ảnh.

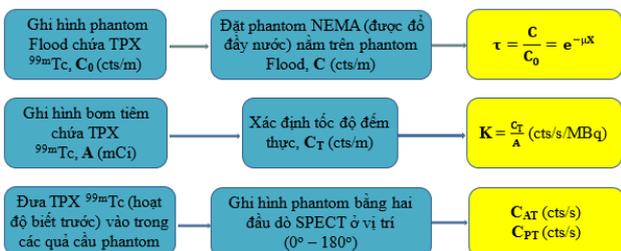


2.4. Phần mềm ghi hình và xử lý ảnh

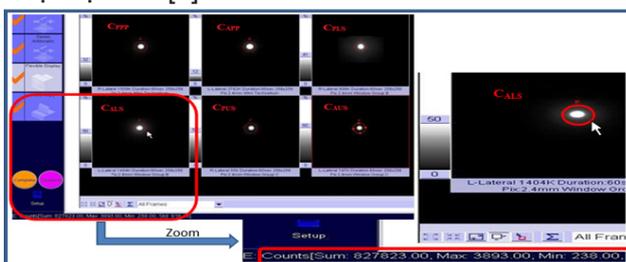
Phần mềm ghi hình và xử lý ảnh Syngo, được tích hợp trên hệ thống máy SPECT Symbia Evo, của hãng Siemens, Germany.

2.5. Quy trình thực hiện

Dưới đây là sơ đồ tóm lược quy trình thực hiện xác định hệ số truyền qua (τ), hệ số chuẩn của đầu dò hệ máy SPECT (K) và tốc độ đếm thực (C_T) của hoạt độ TPX bên trong các quả cầu phantom NEMA IEC/2001



Để xác định được hoạt độ TPX tại các quả cầu bên trong phantom NEMA IEC/2001, chúng tôi tiến hành thực hiện đầy đủ các bước đã được nêu ra trong phần sơ đồ bên trên. Trong mỗi lần ghi hình, tiến hành vẽ ROI 10 lần trên mỗi ảnh để ghi nhận số đếm (counts – viết tắt là cts) được minh họa như hình 9, lấy trung bình kết quả cho mỗi bảng số liệu và áp dụng công thức (2) để xác định tốc độ đếm thực, và cuối cùng sử dụng công thức (1) để tính hoạt độ TPX [4].



Hình 9. Mô tả cách vẽ ROI để xác định số đếm tại cửa sổ chính (Photopeak) và hai cửa sổ phụ (Upper Scatter, Lower Scatter) trên phần mềm Syngo của hệ thống máy SPECT Symbia Evo

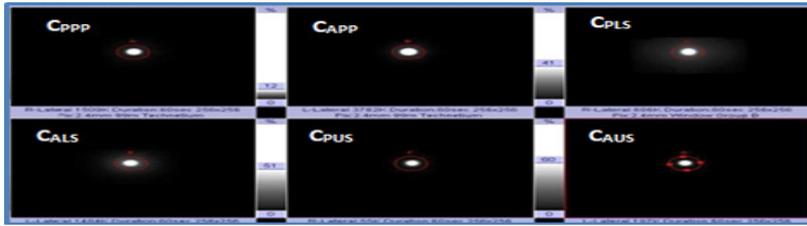
Lưu ý: Để xác định chính xác hàm lượng TPX 99mTc trước khi đưa vào các quả cầu bên trong phantom NEMA IEC/2001, chúng tôi lần lượt thực hiện sáu bước sau: (a) sử dụng lọ hút chân không để chiết 99mTc từ Generator (99Mo/99mTc); (b) sử dụng bơm kim tiêm 3ml để chiết 99mTc từ lọ chứa 99mTc; (c) đặt bơm kim tiêm 99mTc vào máy đo liều PTW để xác định hoạt độ phóng xạ (ghi rõ thời gian dự định ghi hình trên phantom); (d) bơm TPX 99mTc vào bên trong các quả cầu, thực hiện washout kim và bơm tiêm bằng dung dịch nước cất và đưa trực tiếp dung dịch washout vào trong để lấp đầy thể tích các quả cầu; (e) đặt bơm kim tiêm vào máy đo liều PTW để xác định hoạt độ TPX 99mTc còn lại; (f) lấy giá trị hoạt độ TPX 99mTc ghi nhận được ở bước (c) trừ đi hoạt độ TPX 99mTc ở bước (e) ta sẽ có được giá trị hoạt độ TPX 99mTc thực ở bên trong mỗi quả cầu tại cùng thời điểm cần khảo sát.

III. KẾT QUẢ

Trong phạm vi nghiên cứu, dựa trên mô hình được trình bày trong hình 1, chúng tôi tiến hành ghi hình phantom NEMA IEC/2001 trong ba trường hợp: (1) chỉ duy nhất một quả cầu có đường kính $d = 37\text{mm}$ được bơm đầy TPX $^{99\text{m}}\text{Tc}$ với hoạt độ biết trước $A_{\text{BT}} = 41.23\text{mCi}$; (2) hai quả cầu có đường kính lần lượt là $d_1 = 37\text{mm}$ và $d_2 = 28\text{mm}$ nằm tách rời nhau được bơm đầy TPX $^{99\text{m}}\text{Tc}$ với hoạt độ biết trước lần lượt là $A_{1\text{BT}} = 42.16\text{mCi}$ và $A_{2\text{BT}} = 33.54\text{mCi}$; và (3) hai quả cầu có đường kính lần lượt là $d_3 = 22\text{mm}$ và $d_4 = 17\text{mm}$ nằm chồng chập một phần lên nhau được bơm đầy TPX $^{99\text{m}}\text{Tc}$ với hoạt độ biết trước lần lượt là $A_{3\text{BT}} = 34.85\text{mCi}$ và $A_{4\text{BT}} = 31.54\text{mCi}$. Trong cả ba trường hợp, phần còn lại bên trong phantom NEMA IEC/2001 được đổ đầy nước cất.

Vì môi trường xung quanh chứa nguồn xạ là nước cất, nên khi xác định hoạt độ tại cơ quan quan tâm, chúng tôi xem môi trường xung quanh là đồng nhất và không có TPX 99mTc. Việc xác định hoạt độ TPX (A) không cần quá trình hiệu chỉnh phong phóng xạ, khi đó hệ số $F \approx 1$. hệ số chuẩn K (cts/s/MBq) của hệ hai đầu dò thiết bị SPECT Symbia Evo được xác định có giá trị $K = 64.39\text{cts/s/MBq}$, và hệ số suy giảm tuyến tính của nguồn phát photon khi truyền qua môi trường (nước) $\mu = 0.12\text{cm}^{-1}$. Tiếp

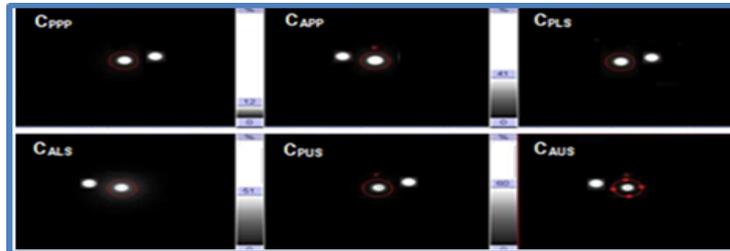
tục, thực hiện tính hoạt độ TPX 99mTc (ATT, mCi) phân bố tại các quả cầu theo ba mô hình nghiên cứu đã đặt ra, và đạt được các kết quả được trình bày bên dưới.



Hình 10. Ảnh xạ hình của quả cầu ($d = 37\text{mm}$) chứa TPX, nằm trong môi trường đồng nhất và không có TPX

Bảng 1. Kết quả xác định hoạt độ TPX tại quả cầu ($d = 37\text{mm}$) trong phantom NEMA ($A=41.23\text{mCi}$); được tính theo phương trình (1)

C_{AT} (cts/s)	C_{PT} (cts/s)	K (cts/s/MBq)	x (cm)	X (cm)	μ (cm^{-1})	A_{BT} (mCi)	A_{TT} (mCi)	$\frac{\ddot{A}}{A}$ (%)
35631.45	18740.03	64.39	3.70	23.00	0.12	41.23	42.76	3.71



Hình 11. Ảnh xạ hình của hai quả cầu ($d_1 = 37\text{mm}$, $d_2 = 28\text{mm}$) chứa TPX, nằm tách rời nhau trong môi trường đồng nhất và không có TPX

Bảng 2. Kết quả xác định sự phân bố hoạt độ phóng xạ tại quả cầu có đường kính $d_1 = 37\text{mm}$ và $d_2 = 28\text{mm}$, chứa hoạt độ TPX biết trước, nằm tách rời nhau bên trong phantom NEMA

A_{1BT} (mCi)	A_{1TT} (mCi)	$\frac{\ddot{A}_1}{A_1}$ (%)	A_{2BT} (mCi)	A_{2TT} (mCi)	$\frac{\ddot{A}_2}{A_2}$ (%)
42.16	42.39	0.54	33.54	34.08	1.61



Hình 12. Ảnh xạ hình của hai quả cầu ($d_3 = 22\text{mm}$, $d_4 = 17\text{mm}$) chứa TPX, nằm chồng một phần lên nhau trong môi trường đồng nhất và không có TPX

Bảng 3. Kết quả xác định sự phân bố hoạt độ TPX tại quả cầu có đường kính $d_3 = 22\text{mm}$ và $d_4 = 17\text{mm}$, chứa hoạt độ TPX biết trước, nằm chồng một phần lên nhau bên trong phantom NEMA

A_{3BT} (mCi)	A_{3TT} (mCi)	$\frac{\ddot{A}_3}{A_3}$ (%)	A_{4BT} (mCi)	A_{4TT} (mCi)	$\frac{\ddot{A}_4}{A_4}$ (%)
34.85	35.86	2.90	31.54	32.63	3.46

Thông qua bảng 1, bảng 2, bảng 3; cho chúng ta thấy sự phân bố hoạt độ TPX tại các quả cầu trong mô hình nghiên cứu (hình 1) được tính toán bằng phương pháp Conjugate - View có giá trị lần lượt là $A_{TT} = 42.76\text{mCi}$, $A_{1TT} = 42.39\text{mCi}$, $A_{2TT} = 34.08\text{mCi}$, $A_{3TT} = 35.86\text{mCi}$, $A_{4TT} = 22.63\text{mCi}$; và độ sai biệt ($\Delta A_j/A_j$) giữa hoạt độ tính toán khi so với hoạt độ trước khi đưa vào bên trong các quả cầu dao động từ 0.54% đến 3.46 % trong từng trường hợp cụ thể (nhỏ hơn 5.0% - sai số cho phép của phép đo). Các

IV. BÀN LUẬN

Độ chính xác của giá trị hoạt độ TPX (tối ưu hóa độ sai biệt) phân bố tại cơ quan bệnh lí khi chụp xạ hình bằng hệ thống máy SPECT được quyết định bởi ba thông số chính: hệ số truyền qua (τ), hệ số chuẩn của đầu dò hệ máy SPECT (K) và tốc độ đếm thực (CT). Về phương diện vật lý, giá trị của τ và K hoàn toàn xác định được một cách chính xác thông qua phantom và hệ thống thiết bị, trong khi đó giá trị CT phụ thuộc rất nhiều vào độ suy giảm của chùm tia gamma khi xuyên qua bề dày từng cơ quan trong cơ thể. Kết quả thực nghiệm ghi nhận được trị số độ sai biệt dưới 4%, chứng tỏ tính ưu việt rõ rệt của phương pháp nghiên cứu. Tuy nhiên cơ thể chúng ta được cấu thành từ những cơ quan khác nhau (mật độ vật chất khác nhau), dẫn đến khả năng hấp thụ TPX của chúng không giống nhau; trong khi đó nghiên cứu này chỉ thực hiện trong trường hợp các nguồn phóng xạ đặt trong môi trường xung quanh là đồng nhất. Trong tương lai, nhóm nghiên cứu sẽ tiếp tục thực hiện công việc xác định sự phân bố hoạt độ TPX trên các mô hình có cấu trúc gần giống với cấu trúc các cơ quan trong cơ thể người thông qua các mô hình như: phantom toán học, phantom vật lý hay phantom voxel bằng việc xây dựng các chương trình mô phỏng [6], [7]. Từng bước tiến đến thực hiện công việc so sánh các dữ liệu tính toán được thông qua chương trình mô phỏng và dữ liệu tính toán trực tiếp thông qua ảnh xạ hình phẳng ghi nhận sự phân bố hoạt độ TPX trong cơ thể bệnh nhân bằng hệ thống máy SPECT kết hợp với phương pháp Conjugate - View. Từ đó hiệu chỉnh các thông số này một cách phù hợp nhất, nhằm nâng cao độ chính xác khi tiến hành xác định sự phân bố TPX.

V. KẾT LUẬN

Sử dụng hai hình ảnh phẳng (planar) được ghi nhận từ hệ thống máy SPECT, kết hợp sử dụng phương pháp Conjugate - View được đề xuất bởi Hiệp hội Liệu chiếu trong Y học để xác định sự phân bố hoạt độ TPX tại một số cơ quan bệnh nằm trong cơ thể bệnh nhân ở những vị trí có mật độ phóng xạ tương đối đồng nhất. Thông qua kết quả nhận được từ sự phân bố này, chúng ta có thể tiến hành xác định hoạt độ tích lũy hay liều hấp thụ cho từng cơ quan bệnh. Điều này sẽ mang lại lợi ích to lớn cho các bác sĩ lâm sàng; họ có cơ sở để cung cấp một liều bức xạ đủ để tiêu diệt mô

bệnh lý (đối với điều trị) hay để chẩn đoán bệnh mà tránh hoặc hạn chế thấp nhất các tác dụng không mong muốn đến các mô lành của bệnh nhân.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. **Terry Jonesa and David Townsend (2017)**, "History and future technical innovation in positron emission tomography", *Journal of Medical Imaging* 4(1), 011013; doi: 10.1117/1.JMI.4.1.011013.
2. **Ian S. Armstrong, Sandra A Hoffmann (2016)**, "Activitive concentration mesuarements using a conjugate gradient (Siemens xSPECT) reconstruction algorithm in SPECT/CT", *Nuclear Medicine Communication*; doi: 10.1097/MNM.0000000000000586.
3. **James C Ross , Dijana Vilić , Tom Sanderson và cộng sự (2019)**, "Does quantification have a role to play in the future of bone SPECT?" *Eur. J. Hybrid Imaging*, doi: 10.1186/s41824-019-0054-6.
4. **Yuni K Dewaraja, Michael Ljungberg, Alan J Green và cộng sự (2013)**, "MIRD Pamphlet No. 24: Guidelines for Quantitative ^{131}I SPECT in Dosimetry Applications", *J Nucl Med*, 54(12):2182–2188; doi: 10.2967/jnumed.113.122390.
5. **Anna-Lena Theisen, Michael Lassmann and Johannes Tran-Gia (2022)**, "Toward a Patient-Specific Traceable Quantification of SPECT/CT-Based Radiopharmaceutical Distributions", *Journal of Nuclear Medicine*, 63 (7) 1108-1116; doi: 10.2967/jnumed.121.262925.
6. **Anna-Lena Theisen, Michael Lassmann and Johannes Tran-Gia (2022)**, "Toward a Patient-Specific Traceable Quantification of SPECT/CT-Based Radiopharmaceutical Distributions", *Journal of Nuclear Medicine*, 63 (7) 1108-1116; doi: 10.2967/jnumed.121.262925.
7. **Jacobo Cal-Gonzalez¹, Ivo Rausch¹, Lalith K. Shiyam Sundar và cộng sự (2018)**, "Hybrid Imaging: Instrumentation and Data Processing", *Frontiers in Physics, Sec. Medical Physics and Imaging*, Volume 6 - 2018; doi: 10.3389/fphy.2018.00047.