

DOI:10.22144/ctu.jvn.2022.241

KIỂM SOÁT CHẤT LƯỢNG CHO MÁY ĐO HOẠT ĐỘ PHÓNG XẠ (DOSE CALIBRATOR) TẠI PHÒNG THÍ NGHIỆM VẬT LÝ Y KHOA - TRƯỜNG ĐẠI HỌC NGUYỄN TẤT THÀNH

Nguyễn Tấn Đước* và Lê Thị Mỹ Huyền

Ngành Vật lý Y sinh, Trường Đại học Nguyễn Tất Thành

*Người chịu trách nhiệm về bài viết: Nguyễn Tấn Đước (email: ntduoc@ntt.edu.vn)

Thông tin chung:

Ngày nhận bài: 08/08/2022

Ngày nhận bài sửa: 30/09/2022

Ngày duyệt đăng: 06/10/2022

Title:

Quality control for dose calibrator in Medical Physics Laboratory - Nguyen Tat Thanh University

Từ khóa:

Kiểm soát chất lượng, máy đo hoạt độ phóng xạ, QC, y học hạt nhân

Keywords:

Dose calibrator, nuclear medicine, QC, quality control

ABSTRACT

Dose calibrator is an indispensable instrument in nuclear medicine. Therefore, quality control of dose calibrator is routine work, which decisively contributes to treatment and diagnostic affection. The International Atomic Energy Agency, and The American Association of Physicists in Medicine have released instructions for dose calibrator quality control. In this paper, these instructions were applied for quality control of the dose calibrator which is equipped in Medical Physics Laboratory at Nguyen Tat Thanh University. The procedures include accuracy and precision test, check of reproducibility, background response, and linearity response. The results implied that the device passed the IAEA standard for educational, research, and even clinical use. The method described in this paper could be applied to similar devices used in nuclear medicine clinics.

TÓM TẮT

Máy đo hoạt độ phóng xạ (dose calibrator) là thiết bị giữ vai trò vô cùng quan trọng trong khoa y học hạt nhân. Do đó, kiểm soát chất lượng (QC) cho dose calibrator là công việc thường xuyên, có đóng góp quyết định đến hiệu quả chẩn đoán và điều trị. Cơ quan Năng lượng Nguyên tử Quốc tế (The International Atomic Energy Agency), và Hiệp hội Vật lý Y khoa Hoa Kỳ (The American Association of Physicists in Medicine) đã đưa ra các hướng dẫn cho QC dose calibrator. Trong nghiên cứu sau đây, các hướng dẫn này được áp dụng để kiểm soát chất lượng cho dose calibrator được trang bị tại Phòng Thí nghiệm Vật lý Y khoa, thuộc trường Đại học Nguyễn Tất Thành. Các bài QC gồm: đo độ chính xác và độ chụm, độ tái lập, đáp ứng phóng xạ và đáp ứng tuyến tính. Kết quả kiểm tra cho thấy thiết bị hiện đang đáp ứng đầy đủ các tiêu chuẩn do Cơ quan Năng lượng Nguyên tử Quốc tế đưa ra. Phương pháp được mô tả trong nghiên cứu này có thể áp dụng để kiểm soát chất lượng cho các thiết bị tương tự tại các cơ sở y học hạt nhân.

1. GIỚI THIỆU

Y học hạt nhân là một chuyên ngành y học lâm sàng, trong đó sử dụng được chất phóng xạ (DCPX)

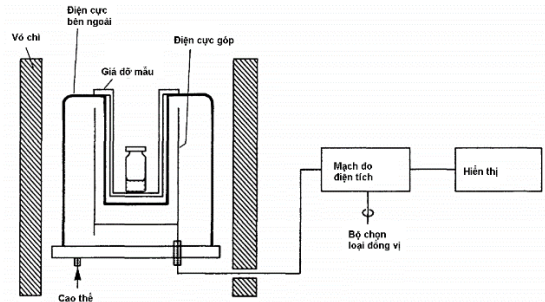
cho mục đích ghi hình chẩn đoán, hoặc điều trị nhiều loại bệnh (Cherry et al., 2012). Ở Việt Nam, y học hạt nhân ngày càng trở nên phổ biến không chỉ ở các

bệnh viện công lập tại các thành phố lớn mà còn cả ở các bệnh viện tuyến tỉnh và các bệnh viện ngoài công lập. Tính đến năm 2020, cả nước có 41 cơ sở y tế có khoa y học hạt nhân, với 58 máy xạ hình đang hoạt động (Tuấn & Điệp, 2022). Các kỹ thuật y học hạt nhân đang được triển khai phổ biến bao gồm: ghi hình cắt lớp phát xạ đơn photon (single photon emission computed tomography [SPECT]) bằng DCPX gắn Tc-99m; ghi hình hỗn hợp cắt lớp phát xạ positron và cắt lớp vi tính (positron emission tomography/computed tomography [PET/CT]) bằng 18-FDG; xạ trị trong dùng I-131, P-32; xạ trị dùng hạt vi cầu phóng xạ Y-90.

Do đặc thù của y học hạt nhân là sử dụng DCPX nên để kiểm tra hoạt độ của chúng trước khi sử dụng, người ta phải dùng máy đo hoạt độ phóng xạ (dose calibrator). Hình 1 mô tả cấu tạo của dose calibrator. Buồng đo thực chất là một detector (đầu dò) chứa khí với hai điện cực là anode (điện cực góp) và cathode (điện cực bên ngoài), được phân cực bằng cao thế có giá trị vài trăm vol. Buồng đo có cấu tạo dạng giếng để tăng hiệu suất hình học. Tia phóng xạ phát ra từ lọ DCPX đặt trong buồng sẽ làm ion hóa chất khí bên trong buồng đo, tạo thành các electron tự do và các ion dương. Dưới tác dụng của điện trường phân cực, các electron tự do chuyển động về anode, các ion dương chuyển động về cathode của buồng. Do đặc tính linh động, các electron tự do có thể đi vào anode, rồi di chuyển trong dây dẫn của mạch ngoài để trở về tái hợp với các ion dương tại cathode, tạo thành một dòng điện rất nhỏ (cỡ pA) chạy trong mạch ngoài. Dòng điện này sẽ được khuếch đại bởi các mạch điện tử để tạo thành tín hiệu ghi nhận sự có mặt của tia phóng xạ trong buồng đo. Cường độ dòng điện tỉ lệ thuận với số lượng tia phóng xạ đi vào buồng. Bằng cách đo cường độ dòng điện này, người ta có thể tính được hoạt độ của DCPX đang đặt trong buồng.

Tỉ số giữa hoạt độ phóng xạ và cường độ dòng điện (MBq/pA) được gọi là “số hiệu chuẩn” (calibration number, hoặc dial setting) (Mo et al., 2006). Số hiệu chuẩn là tham số ảnh hưởng trực tiếp đến độ chính xác của thiết bị, được xác định bởi hãng sản xuất bằng cách sử dụng một nguồn phóng xạ chuẩn (đã biết trước hoạt độ) được cung cấp bởi Viện Tiêu chuẩn và Kỹ thuật Quốc gia Hoa Kỳ (National Institute of Standards and Technology [NIST]) (Bergeron & Cessna, 2018). Nhìn chung, số hiệu chuẩn phụ thuộc vào loại đồng vị phóng xạ cần đo, loại thiết bị, bố trí hình học, và điều kiện môi trường nơi đặt thiết bị. Bergeron and Cessna (2018) đã tiến hành đo số hiệu chuẩn của 7 loại dose calibrator khác nhau bằng cách sử dụng 22 loại đồng

vị phóng xạ khác nhau. Kết quả cho thấy ứng với mỗi loại thiết bị, cũng như mỗi loại đồng vị phóng xạ sẽ có một số hiệu chuẩn khác nhau. Siegel et al. (2004) cho thấy ngay cả các thiết bị dose calibrator cùng loại (model), cùng hãng sản xuất cũng có thể có số hiệu chuẩn khác nhau.



Hình 1. Sơ đồ cấu tạo của dose calibrator

(The International Atomic Energy Agency [IAEA], 1991)

Ngoài ra, độ chính xác của số đo hoạt độ bằng dose calibrator còn phụ thuộc vào bố trí hình học của phép đo. Trong thực tế, bố trí hình học này phụ thuộc vào loại dụng cụ chứa (xi lanh, lọ đựng...), thể tích và cách đặt DCPX đặt trong buồng đo. Bauwens et al. (2019) đã kiểm tra độ lệch chuẩn kết quả đo hoạt độ phóng xạ của 4 loại dose calibrator khác nhau, đo trên các đồng vị Tc-99m, In-111, Ga-68 và F-18 với thể tích và loại xi lanh chứa khác nhau. Độ lệch chuẩn được tính toán dựa vào kết quả đo (số đọc) của thiết bị, và hoạt độ tham chiếu được xác định bằng hệ phổ kế gamma phòng thấp Canberra HPGe GR1018. Kết quả cho thấy độ lệch chuẩn 12,5% - 32,0% cho các thể tích đo khác nhau. Ngay cả khi sử dụng cùng một dose calibrator, cùng thể tích xi lanh nhưng của các hãng sản xuất khác nhau cũng có thể dẫn tới độ lệch chuẩn 1,8% - 10,5%. Những độ lệch này đã vượt quá giới hạn cho phép trong các hướng dẫn quốc tế, thường là 5%. Tuy nhiên, nghiên cứu của Mo et al. (2006) được tiến hành trên thiết bị Capintec CRC-712M, bằng cách đo F-18 với thể tích dao động từ 0,1 ml đến 9,0 ml lại cho kết quả độ lệch chuẩn không vượt quá 3,0%. Nghiên cứu này cũng cho thấy số hiệu chuẩn thực tế sai khác 0,8 - 6,5% so với công bố của nhà sản xuất.

Dose calibrator là thiết bị không thể thiếu ở mỗi cơ sở y học hạt nhân. Thiết bị này được sử dụng để đo hoạt độ của DCPX sau khi tổng hợp, phân chia DCPX thành những liều nhỏ cho từng bệnh nhân, cũng như đo kiểm hoạt độ DCPX trước khi vận chuyển. Vì vậy, dose calibrator có ảnh hưởng rất lớn đến hiệu quả chẩn đoán cũng như điều trị. Mặt khác như đã phân tích, kết quả đo đặc của thiết bị phụ

thuộc nhiều vào các điều kiện sử dụng trong thực tế như nhiệt độ, áp suất, bố trí hình học, loại đồng vị,... Do đó, việc kiểm soát chất lượng (quality control - QC) cho dose calibrator là công việc vô cùng cần thiết, cần được tiến hành thường xuyên bởi nhân viên vật lý y khoa (IAEA, 2013). Kiểm soát chất lượng là quá trình liên quan đến việc kiểm tra chi tiết thiết bị, kiểm tra từng bước của một quá trình để đảm bảo thiết bị hoạt động theo đúng tiêu chuẩn đề ra (Camoni et al., 2017). Cơ quan Năng lượng Nguyên tử Quốc tế (IAEA, 1991) và Hiệp hội Vật lý Y khoa Hoa Kỳ (The American Association of Physicists in Medicine [AAPM], 2012) đã đưa ra các hướng dẫn kiểm soát chất lượng cho dose calibrator. Trong đó, công việc đảm bảo chất lượng được cụ thể hóa thành các bài kiểm tra, với tần suất được liệt kê trong Bảng 1. Nazaroh (2021) đã đề xuất việc theo dõi kết quả của các bài kiểm tra này bằng phương pháp thống kê. Trong đó, các kết quả kiểm tra sẽ được trình bày dưới dạng đồ thị (X-chart, moving range (MR) – chart, và run-chart). Phương pháp này cho phép trình bày kết quả của các bài kiểm tra, cũng như giới hạn chấp nhận một cách trực quan theo thời gian.



Hình 2. Thiết bị dose calibrator CRC-55t và hai nguồn tham chiếu Ba-133, Cs-137

Phòng Thí Nghiệm Vật lý Y khoa tại trường Đại học Nguyễn Tất Thành được thành lập từ năm 2018, dưới sự tư vấn và tài trợ của IAEA, trong khuôn khổ dự án Phát triển Chương trình Giáo dục và Đào tạo Vật lý y khoa tại Việt Nam (số hiệu VIE6030). Phòng thí nghiệm được trang bị máy đo CRC-55t với buồng đo dạng R (R-chamber) của hãng CAPINTEC, INC (Hình 2). Đi kèm với thiết bị còn có hai nguồn tham chiếu Cs-137 và Ba-133. Các thiết bị này chủ yếu phục vụ đào tạo kiểm soát chất lượng cho sinh viên bậc đại học, ngành Vật lý Y khoa của Nhà trường. Do tần suất sử dụng thấp nên máy đo được bảo quản trong tủ hút ẩm để duy trì độ

âm dưới 70%. Nhiệt độ bảo quản dao động trong khoảng 27°C – 32°C, cao hơn khuyến cáo của nhà sản xuất (Capintec, 2010). Vì vậy, việc kiểm soát chất lượng cho thiết bị lại càng trở nên quan trọng và cần thiết.

Trong nghiên cứu này, việc kiểm soát chất lượng được thực hiện đối với thiết bị dose calibrator hiện có tại phòng thí nghiệm Vật lý y khoa, thuộc trường Đại học Nguyễn Tất Thành. Quy trình kiểm soát chất lượng được thực hiện theo hướng dẫn của IAEA (1991), gồm các bài kiểm tra: độ chính xác (accuracy), độ chụm (precision), độ tái lập (reproducibility), đáp ứng phông phóng xạ (background response) và đáp ứng tuyến tính (linearity response).

2. PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. Kiểm tra độ chính xác (accuracy) và độ chụm (precision)

Kiểm tra độ chính xác (accuracy) là bài kiểm tra nhằm xác định xem hoạt độ đo được của thiết bị sai khác bao nhiêu phần trăm so với hoạt độ đúng của nguồn tham chiếu.

$$A = \frac{\bar{R} - C}{C} \times 100\% \quad (1)$$

Trong đó, \bar{R} là giá trị trung bình của hoạt độ đo được trong 5 lần đo; C là hoạt độ chính xác của nguồn. Do nguồn tham chiếu phân rã theo thời gian (t), nên hoạt độ chính xác có thể được tính bằng hệ thức phân rã phóng xạ sau:

$$C = C_0 \times 2^{-\frac{t}{T}} \quad (2)$$

Trong đó, C_0 là hoạt độ lúc xuất xưởng, T là thời gian bán rã. Giới hạn chấp nhận của độ chính xác là $\pm 10\%$ (IAEA, 1991). Nếu độ chính xác vượt quá giới hạn này, cần phải liên hệ nhà sản xuất để tiến hành các hoạt động khắc phục.

Kiểm tra độ chụm (precision) là bài kiểm tra nhằm xác định khả năng tái lập kết quả đo của thiết bị khi đo nhiều lần trên cùng một nguồn tham chiếu. Công thức được áp dụng là

$$P_i = \frac{R_i - \bar{R}}{\bar{R}} \times 100\% \quad (3)$$

Trong đó, R_i là hoạt độ đo được của mỗi lần đo, với tổng số lần đo là 5 lần ($i = 1, 2, \dots, 5$). Giới hạn chấp nhận của độ chụm là $\pm 5\%$ (IAEA, 1991). Nếu có bất kỳ lần đo nào vượt giới hạn này, cần liên hệ nhà sản xuất để tiến hành các hoạt động khắc phục.

Hai nguồn tham chiếu được sử dụng trong bài kiểm tra này gồm Cs-137 và Ba-133, có thời gian bán rã lần lượt là 30,08 năm và 10,52 năm (Japan Atomic Energy Agency [JAEA], 2011), hoạt độ

xuất xưởng lần lượt là 204,2 μCi và 258,9 μCi được đo vào ngày 09/01/2019.

Bảng 1. Các bài QC cho dose calibrator và tần suất thực hiện

Tên bài kiểm tra	Nghiệm thu	Tham chiếu	Định kỳ	
			Mỗi tuần	Mỗi quý
Ngoại quan (physical inspection)	x			
Độ chính xác và độ chụm (accuracy and precision)	x	x		x
Đáp ứng tuyến tính (linearity of activity response)	x	x		x
Đáp ứng phòng phóng xạ (test of background response)	x	x	x	
Độ tái lập (check of reproducibility)	Thực hiện trước khi vận hành (hàng ngày)			
Phòng phóng xạ (check of background response)	Thực hiện trước khi vận hành (hàng ngày)			

(Nguồn: IAEA, 1991)

2.2. Kiểm tra đáp ứng tuyến tính (linearity response)

Do sử dụng buồng đo chứa khí nên số đọc của dose calibrator bằng cường độ dòng điện do bức xạ gây ra trong buồng nhân với số hiệu chuẩn (dial setting). Cường độ dòng điện sẽ phụ thuộc tuyến tính vào hoạt độ nguồn cần đo khi hoạt độ này nằm trong một khoản nhất định. Khi đó, số đọc trên thiết bị phản ánh đúng hoạt độ của nguồn. Người ta nói rằng thiết bị có đáp ứng tuyến tính. Ngược lại, khi hoạt độ nguồn cần đo là quá thấp hoặc quá cao thì cường độ dòng điện không phụ thuộc tuyến tính vào hoạt độ nữa, số đọc không phản ánh chính xác hoạt độ nguồn, thiết bị không có đáp ứng tuyến tính.

Kiểm tra đáp ứng tuyến tính (linearity response) là bài kiểm tra nhằm xác định xem máy đo có đáp ứng tuyến tính đối với dải hoạt độ thường xuyên sử dụng hay không. Bằng cách sử dụng một nguồn Tc-99m có hoạt độ ban đầu tương đương hoạt độ lớn nhất thường xuyên sử dụng, tiến hành đo hoạt độ nguồn tại nhiều thời điểm khác nhau, $R(t)$. Theo quy luật phân rã phóng xạ, hoạt độ này phải suy giảm theo hệ thức:

$$R(t) = R(0) \times e^{-\lambda t} \tag{4}$$

Trong đó, $R(0)$ là hoạt độ ban đầu ($t = 0$); $\lambda = \frac{\ln 2}{T}$ là hằng số phân rã của đồng vị Tc-99m. Lấy logarit cơ số e hai vế của hệ thức (4), thu được

$$f(t) = \ln(R(t)) = -\lambda t + \ln R(0) \tag{5}$$

Hệ thức (5) cho thấy $f(t)$ là hàm tuyến tính bậc nhất. Đồ thị của $f(t)$ phải có dạng đường thẳng. Do đó, kiểm tra đáp ứng tuyến tính của thiết bị chính là kiểm tra xem liệu các số đo $\ln(R(t))$ có tương quan tuyến tính tốt hay không.

Trong nghiên cứu này, một nguồn Tc-99m được sử dụng với thời gian bán rã 6,01 giờ, có hoạt độ ban đầu là 127,7 mCi. Hoạt độ được đo vào nhiều thời điểm, đến 5 chu kỳ bán rã. Đường thẳng $f(t)$ được làm khớp đa thức bậc nhất bằng phương pháp bình phương tối thiểu. Độ lệch giữa thực nghiệm và hàm khớp được định nghĩa như sau:

$$\Delta(t) = \left| \frac{R(t) - f(t)}{f(t)} \right| \times 100\% \tag{6}$$

Đáp ứng tuyến tính của máy đo đạt yêu cầu khi không có độ lệch ở bất kỳ lần đo nào vượt quá 10% (IAEA, 1991). Nếu không, cần tiến hành các hoạt động khắc phục.

2.3. Kiểm tra độ tái lập (reproducibility)

Kiểm tra độ tái lập (reproducibility) là bài kiểm tra được thực hiện hàng ngày, trước khi vận hành, nhằm xác định độ ổn định kết quả đo của thiết bị so với những lần đo trước. Các nguồn tham chiếu Cs-137 và Ba-133 như trong bài “kiểm tra độ chính xác và độ chụm” được sử dụng. Hoạt độ đo được mỗi ngày sẽ được thống kê và lập thành biểu đồ như Hình 4. Hai đường liền nét là hai giới hạn $\pm 5\%$ so với hoạt độ đo được trong bài kiểm tra tham chiếu. Bài kiểm tra tham chiếu (reference test) được tiến hành ngay sau khi nghiệm thu và đưa thiết bị vào sử dụng. Phạm vi của bài nghiên cứu này không bao gồm các bài kiểm tra tham chiếu.

Độ tái lập được chấp nhận khi hoạt độ đo được của một ngày bất kỳ không vượt ra ngoài hai mức giới hạn (IAEA, 1991). Nếu không, cần tiến hành lại phép đo 10 lần. Kết quả đo có thể bị sai lệch do sai số ngẫu nhiên, sai số hệ thống hoặc cả hai loại sai số này. Trường hợp độ tái lập vẫn không đạt yêu cầu thì phải tiến hành các hoạt động khắc phục.

2.4. Kiểm tra đáp ứng phông phóng xạ (background response)

Kiểm tra đáp ứng phông phóng xạ (background response) là bài kiểm tra được thực hiện hằng ngày, trước khi vận hành, nhằm xác định hoạt độ phông của môi trường nơi đặt thiết bị, cũng như kiểm tra nguy cơ nhiễm bản phóng xạ bên trong hoặc khu vực xung quanh thiết bị. Phép đo được tiến hành khi không có nguồn bên trong, cũng như không có nguồn phóng xạ lân cận bù đắp do.

Hoạt độ phông đo được mỗi ngày không được sai khác quá 20% hoạt độ phông của ngày trước đó. Nếu không, cần phải thay thế hoặc tẩy xạ đối với ống lót và giá đỡ nguồn; hoặc tìm và loại bỏ tất cả những nguồn phóng xạ xung quanh khu vực máy đo. Tiến hành lại phép đo. Nếu vẫn không đạt yêu cầu, cần tiến hành các hoạt động khắc phục.

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Kết quả kiểm tra độ chính xác và độ chụm được trình bày trong Bảng 2. Các kết quả đo đều nằm trong giới hạn chấp nhận ±5%. Điều đó cho thấy số đo hoạt độ mà thiết bị cung cấp có độ chính xác cao đối với các nguồn phát tia gamma có năng lượng gần bằng 81 keV, 356 keV (Ba-133), và 662 keV (Cs-137). Trong lâm sàng, đồng vị Tc-99m phát gamma 143 keV, I-131 phát gamma 364 keV, F-18 phát gamma 511 keV (từ sự kiện hủy cặp electron – positron) (IAEA, 2011) thường xuyên được sử dụng. Do đó, dose calibrator này đảm bảo đủ độ chính xác để đo hoạt độ Tc-99m, I-131, và F-18. Đối với đồng vị Ga-68 phát gamma 1077 keV (IAEA, 2011), do mức năng lượng gamma lớn hơn nhiều lần của Ba-133, và Cs-137 nên cần thực hiện lại bài kiểm tra với một nguồn đồng vị có năng lượng gamma cao hơn, điển hình là Co-60 (IAEA, 1991). Việc sử dụng dose calibrator được QC bằng nguồn đồng vị Ba-133, và Cs-137 để đo hoạt độ Ga-68 có thể dẫn đến sai số 13 – 23% (Bailey et al., 2018).

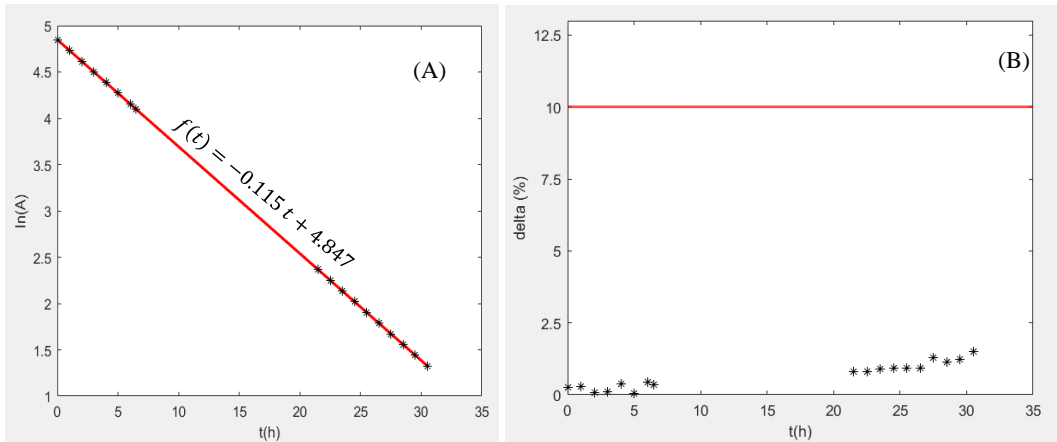
Hình 3 là kết quả kiểm tra đáp ứng tuyến tính của thiết bị. Hàm khớp $f(t)$ được làm khớp bình phương tối thiểu bằng MATLAB (Hình 3.A). Hệ số tương quan tuyến tính đạt xấp xỉ bằng 1. Các độ lệch $\Delta(t)$ trong Hình 3.B cho thấy không có lần đo nào vượt quá 10%. Các kết quả này cho thấy thiết bị có đáp

ứng tuyến tính rất tốt đối với nguồn Tc-99m trong dải hoạt độ 3,76 – 127,7 mCi. Dược chất phóng xạ dùng trong y học hạt nhân thường có hoạt độ trong dải này. Khi hoạt độ nguồn rất lớn có thể xuất hiện hiện tượng phi tuyến tính do sự bão hòa của thiết bị. Kết quả đo đối với các hoạt độ rất nhỏ (cỡ μ Ci) thường lệch khỏi đường tuyến tính do đóng góp từ phông môi trường (IAEA, 1991).

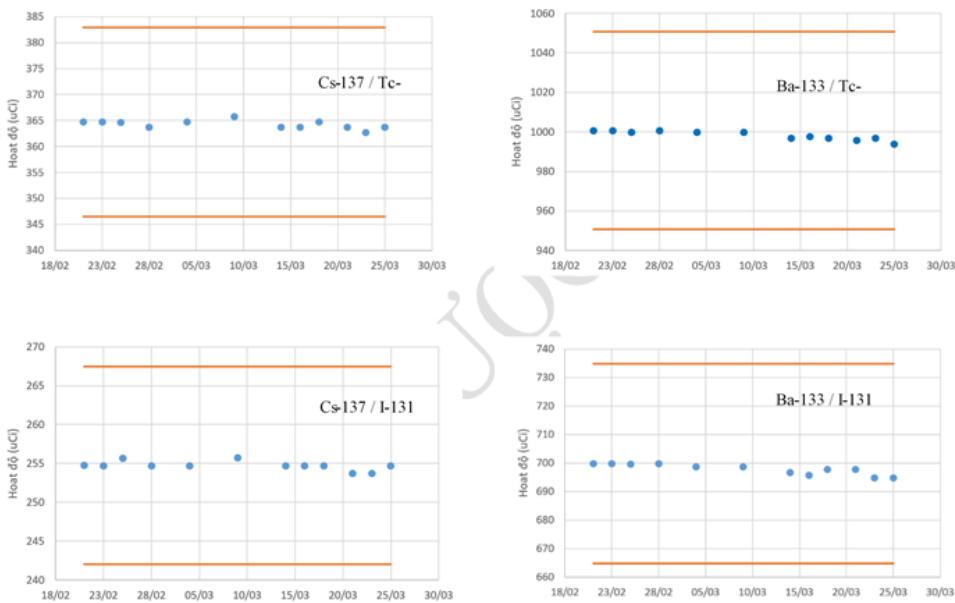
Bảng 2. Kết quả kiểm tra độ chính xác và độ chụm (đơn vị: %)

Lần đo	Ba-133		Cs-131	
	Độ chụm	Độ chính xác	Độ chụm	Độ chính xác
1	-0,09		0,01	
2	0,38		0,06	
3	-0,09	0,67	0,01	1,15
4	-0,09		-0,09	
5	-0,09		0,01	

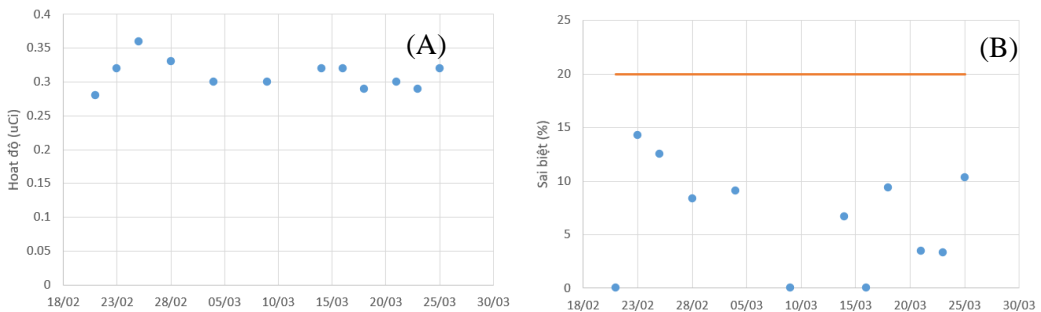
Kết quả kiểm tra độ tái lập được trình bày trong Hình 4. Trong đó, hai nguồn tham chiếu Cs-137 và Ba-133 được sử dụng để đo lần lượt trong các chế độ Tc-99m và I-131. Kết quả cho thấy độ tái lập trong tất cả các trường hợp đều không vượt quá phạm vi ±5%. Do đó, thiết bị có độ tái lập đạt yêu cầu để sử dụng. Trong nghiên cứu này, độ tái lập được theo dõi trong thời gian 30 ngày. Trong thực tế lâm sàng, việc kiểm tra độ tái lập phải thực hiện hằng ngày, trước khi sử dụng thiết bị. Trong trường hợp đó, hai đường giới hạn ±5% phải có xu hướng nghiêng về bên phải để phản ánh sự phân rã của các nguồn đồng vị trong một khoảng thời gian dài (IAEA, 1991). Ngoài ra, việc sử dụng chế độ đo Tc-99m và I-131 để đo đối với nguồn đồng vị Cs-137 và Ba-133 sẽ cho số đo hoạt độ không đúng với hoạt độ thật của nguồn. Tuy nhiên, bài kiểm tra này chỉ nhằm mục đích kiểm tra khả năng tái lập số đo của thiết bị nên sự sai khác này không ảnh hưởng đến kết quả bài kiểm tra. Trong thực tế lâm sàng, nếu thiết bị được sử dụng để đo các đồng vị khác (ví dụ F-18, Ga-68,...) thì cần thực hiện bài kiểm tra độ tái lập trong chế độ đo đồng vị tương ứng. Đối với dose calibrator chuyên dụng đo Ga-68, cần phải sử dụng nguồn tham chiếu Co-60 để thực hiện bài kiểm tra vì Co-60 có mức năng lượng gamma tương đương Ga-68.



Hình 3. A. Đáp ứng tuyến tính của thiết bị. Các điểm là dữ liệu thực nghiệm, đường liền nét là đồ thị của hàm khớp. B. Độ lệch so với hàm khớp. Đường liền nét thể hiện giới hạn chấp nhận 10%



Hình 4. Độ tái lập của dose calibrator. Các biểu đồ lần lượt thể hiện kết quả đo sử dụng nguồn Cs-137 và Ba-133 trong các chế độ đo Tc-99m và I-131. Đường liền nét thể hiện giới hạn $\pm 5\%$



Hình 5. Đáp ứng phóng xạ của thiết bị. A. Giá trị hoạt độ phóng. B. Phần trăm sai biệt của mỗi lần đo so với lần đo trước đó. Đường liền nét thể hiện giới hạn 20%

Kết quả kiểm tra đáp ứng phóng xạ được trình bày trong Hình 5. Không có sự gia tăng bất thường nào trong số đếm phóng được ghi nhận. Độ sai biệt giữa số đo phóng hằng ngày không vượt quá 20% cho thấy thiết bị hoạt động tốt, phóng môi trường nơi đặt thiết bị là ổn định, không có sự dấy dính phóng xạ hoặc sự có mặt của các nguồn phóng xạ chưa biết. Trong nghiên cứu này, chế độ đo Tc-99m được sử dụng để đo phóng xạ. Mặc dù ở mỗi chế độ đo khác nhau, số đo hoạt độ phóng có thể thay đổi. Tuy nhiên, mục đích của bài kiểm tra là xác nhận có hay không sự gia tăng bất thường của phóng xạ, chứ không nhằm mục đích đo giá trị chính xác của hoạt độ phóng. Do đó, trong thực tế có thể lựa chọn bất kỳ chế độ đo nào thường xuyên sử dụng để đo phóng. Điều cần lưu ý là phải chọn cùng một chế độ đo cho các lần đo khác nhau. Theo khuyến cáo của IAEA (1991), nên lựa chọn

chế độ đo tương ứng với đồng vị thường xuyên sử dụng trên thiết bị.

4. KẾT LUẬN

Trong nghiên cứu này, các bài kiểm tra kiểm soát chất lượng cho thiết bị dose calibrator được trang bị tại phòng thí nghiệm Vật lý y khoa – trường Đại học Nguyễn Tất Thành được thực hiện. Trình tự tiến hành, phương pháp phân tích dữ liệu và đưa ra kết luận đều tuân theo hướng dẫn tiêu chuẩn của Cơ quan Năng lượng Nguyên tử Quốc tế. Kết quả kiểm tra cho thấy thiết bị đủ chất lượng và ổn định để sử dụng cho đào tạo, nghiên cứu khoa học và cả lâm sàng. Ngoài ra, phương pháp được trình bày trong bài báo này cũng có thể áp dụng để kiểm soát chất lượng cho các thiết bị dose calibrator đang được trang bị ở các cơ sở y học hạt nhân khác.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- AAPM. (2012). The selection, use, calibration, and quality assurance of radionuclide calibrators used in nuclear medicine. *Maryland, United States: AAPM Report*(181).
- Bailey, D. L., Hofman, M. S., Forwood, N. J., O’Keefe, G. J., Scott, A. M., van Wyngaardt, W. M., . . . Francis, R. J. (2018). Accuracy of dose calibrators for 68Ga PET imaging: unexpected findings in a multicenter clinical pretrial assessment. *Journal of Nuclear Medicine*, 59(4), 636-638.
- Bauwens, M., Pooters, I., Cobben, R., Visser, M., Schnerr, R., Mottaghy, F., . . . Wierts, R. (2019). A comparison of four radionuclide dose calibrators using various radionuclides and measurement geometries clinically used in nuclear medicine. *Physica Medica*, 60, 14-21.
- Bergeron, D. E., & Cessna, J. T. (2018). An update on “dose calibrator” settings for nuclides used in nuclear medicine. *Nuclear medicine communications*, 39(6), 500.
- Camoni, L., Rep, S., Santos, A., & Attard, M. J. E. T. s. G. (2017). Quality Control of Nuclear Medicine Instrumentation and Protocol Standardisation.
- Capintec, I. (2010). CRC-55t Owner’s Manual. In (pp. 48): Ramsey, New Jersey: Capintec, Inc.
- Cherry, S. R., Sorenson, J. A., & Phelps, M. E. (2012). *Physics in nuclear medicine e-Book*: Elsevier Health Sciences.
- Japan Atomic Energy Agency. (2011). Nuclear Data Center. Retrieved from <https://www.ndc.jaea.go.jp/NuC/>
- Mo, L., Reinhard, M., Davies, J., Alexiev, D., & Baldock, C. (2006). Calibration of the Capintec CRC-712M dose calibrator for 18F. *Applied radiation and isotopes*, 64(4), 485-489.
- Nazaroh. (2021). *Statistical methods for quality control of dose calibrator in nuclear medicine*. Paper presented at the AIP Conference Proceedings.
- Siegel, J. A., Zimmerman, B. E., Kodimer, K., Dell, M. A., & Simon, W. E. (2004). Accurate dose calibrator activity measurement of 90Y-ibritumomab tiuxetan. *Journal of Nuclear Medicine*, 45(3), 450-454.
- IAEA. (1991). Quality control of nuclear medicine instruments 1991. IAEA-TECDOC-206. In: International Atomic Energy Agency Vienna.
- IAEA. (2013). *Roles and responsibilities, and education and training requirements for clinically qualified medical physicists*: Internat. Atomic Energy Agency.
- Tuấn, H. A., & Diệp, Đ. N. (2022). Đánh giá hiện trạng và triển vọng ứng dụng công nghệ y học hạt nhân ở Việt Nam. *Bản B của Tạp chí Khoa học và Công nghệ Việt Nam*, 64(1).