

XÂY DỰNG ĐỒ THỊ ĐÁP ỨNG LIỀU HẤP THỤ ĐỐI VỚI BỨC XẠ GAMMA VÀ TIA-X ỨNG DỤNG TRONG ĐỊNH LIỀU SINH HỌC

Nguyễn Văn Hùng¹

Phạm Văn Dũng¹

Phan Văn Toàn¹

Phạm Xuân Hải¹

TÓM TẮT

Định liều sinh học đối với các mẫu máu dựa trên phép đo liều tương đối và đường chuẩn liều vật lý. Bài báo này trình bày nghiên cứu về việc xây dựng đồ thị đáp ứng liều hấp thụ đối với nguồn xạ trị Co-60 và máy phát tia-X dựa trên kỹ thuật đo liều bằng đầu dò ion hóa và liều kế quang phát quang. Kết quả thực nghiệm đã lựa chọn vị trí có suất liều hấp thụ trong không khí $\leq 0,5$ Gy/min đối với nguồn xạ trị Co-60 và máy phát tia-X. Từ đó, xây dựng được 2 đồ thị đáp ứng liều hấp thụ tương ứng với dải liều chiếu xạ các mẫu máu là 0 – 5 Gy đối với nguồn xạ trị Co-60 và máy phát tia-X. Kết quả nghiên cứu này đã được ứng dụng để xây dựng đường chuẩn liều – hiệu ứng sai hình nhiễm sắc thể trong mẫu máu, phục vụ định liều sinh học ở Viện Nghiên cứu Hạt nhân.

Từ khóa: Định liều sinh học, liều hấp thụ, đồ thị đáp ứng liều, liều kế quang phát quang (OSLD), suất kerma không khí (K_{air})

1. Mở đầu

Phương pháp định liều sinh học dựa trên phép đo liều tương đối thông qua đường chuẩn liều – hiệu ứng sai hình nhiễm sắc thể máu ngoại vi in-vitro, được chiếu xạ trên nguồn bức xạ nào đó với liều hấp thụ đã biết, tức là liều vật lý đã biết [1]. Hiệu ứng sinh học đối với bức xạ phụ thuộc vào loại bức xạ, năng lượng bức xạ, suất liều hấp thụ và liều hấp thụ bức xạ. Do đó, để chiếu xạ các mẫu máu thì trước tiên phải xác định liều vật lý, tức là xây dựng được đồ thị đáp ứng liều. Để xác định liều hấp thụ (đơn vị đo là Gy), thường người ta sử dụng kỹ thuật đo liều bằng đầu dò ion hóa, đây là kỹ thuật đo liều chính xác hơn cả vì là đo liều tuyệt đối. Ngoài ra còn sử dụng kỹ thuật bổ sung là định liều hấp thụ bằng

liều kế quang phát quang (ký hiệu là OSLD) do có ưu điểm là kích thước nhỏ, dễ gắn cạnh mẫu máu.

Trong bài báo này trình bày nghiên cứu về việc xây dựng đồ thị đáp ứng liều hấp thụ đối với bức xạ gamma của nguồn nguồn xạ trị Co-60 và nguồn phát tia-X dựa trên kỹ thuật đo liều bằng đầu dò ion hóa và OSLD. Để xây dựng đồ thị đáp ứng liều hấp thụ, đầu tiên phải xác định được vị trí của 2 loại nguồn bức xạ này có giá trị suất liều hấp thụ trong không khí (hay còn gọi là suất kerma không khí, ký hiệu là K_{air}) phù hợp ($K_{air} \leq 0,5$ Gy/min đối với nguồn xạ trị Co-60 và máy phát tia-X, trong đó ký hiệu “min” là “phút”) tương ứng với dải liều hấp thụ là 0 – 5 Gy để chiếu xạ các mẫu máu, đóng góp vào hướng nghiên cứu về “Xây dựng bộ số

¹ Viện Nghiên cứu Hạt nhân - Đà Lạt
Email: ngvchung58@gmail.com

liệu đường chuẩn liều – hiệu ứng và phong sai hình nhiễm sắc thể ngẫu nhiên phục vụ công tác định liều sinh học ứng phó sự cố bức xạ” thực hiện ở Viện Nghiên cứu Hạt nhân (NCHN).

2. Nội dung nghiên cứu

2.1. Thiết bị, dụng cụ thí nghiệm

2.1.1. Nguồn xạ trị Co-60

Máy xạ trị Co-60 ở Bệnh viện Đa khoa Khánh Hòa có các đặc trưng sau: Hãng “Theratron”, Model “Elite 80”, Version 3.06, No. 821; sản xuất năm 2002 tại Canada; hoạt độ 709,2 Ci (tháng 9/2016).

Mục đích của việc dùng nguồn này nhằm khảo sát và tìm vị trí có $K_{air} \leq 0,5$ Gy/min để xây dựng đồ thị đáp ứng liều, ứng dụng chiếu xạ các mẫu máu trong dải liều 0 – 5 Gy. Hình ảnh máy xạ trị Co-60 được trình bày trên hình 1.



Hình 1: Máy xạ trị “Theratron Elite 80”

2.1.2. Máy phát tia-X

Máy phát tia-X ở Viện NCHN có đặc trưng sau: Hãng “Rigaku”, Model “Radioflex-200EGM”, Serial No. TJ 42196-1; sản xuất năm 2006 tại Nhật Bản; ống tia-X Ceramic cửa sổ Be dày 1 mm; phin lọc cố định hình tròn có đường kính 10 cm và dày 2 mmAl; dải

cao thế đỉnh HV = (70 – 200 kVp) ± 2 kV, dòng phát cố định 5 mA; tiêu cự ống phóng: 2x2 mm², khoảng cách từ cực phát tới phin lọc Al cố định: 11 cm) [2].

Mục đích của việc dùng máy này nhằm xác định liều hấp thụ trong không khí (ký hiệu là D_{air}) tại vị trí có $K_{air} \leq 0,5$ Gy/min ở cao thế 200 kV để xây dựng đồ thị đáp ứng liều, ứng dụng chiếu xạ các mẫu máu trong dải liều 0 – 5 Gy. Hình ảnh ống phát tia-X được trình bày trên hình 2.



Hình 2: Đầu ống phát máy tia-X

2.1.3. Hệ chuẩn liều cấp II

Hệ chuẩn liều cấp II “Farmer Dosimeter” (gọi tắt là hệ “Farmer”) ở Viện NCHN, sản xuất năm 1983 tại Anh, bao gồm: Máy đo điện tích “NE-2570/1B” và đầu dò ion hóa “NE-25671” với đặc trưng sau: Thể tích nhạy 0,6 cc (dạng trụ với chiều dài 24 mm, đường kính ngoài 6 mm); vỏ nhựa “Build-up cap” tương đương mô; dải đo năng lượng bức xạ photon: 50 keV – 2 MeV; dải suất liều: 4 mGy/min – 40 Gy/min; hệ số chuẩn air kerma (ký hiệu là CF) đối với Co-60: $CF = 41,8 \pm 0,2$ mGy/nC (tại các điều kiện chuẩn: nhiệt độ 20°C, áp suất 101,325 kPa = 1 atm = 1013,25 mbar, độ ẩm tương đối 50%) [3].

Mục đích của việc dùng hệ đo này để xác định D_{air} tại vị trí có $K_{\text{air}} \leq 0,5$ Gy/min đối với nguồn xạ trị Co-60, ứng dụng chiếu xạ các mẫu máu trong dải liều 0 – 5 Gy. Hình ảnh hệ đo, gồm máy đo điện tích “NE-2570/1B” và đầu dò ion hóa “NE-25671” được trình bày tương ứng trên hình 3 và hình 4.



Hình 3: Máy đo điện tích “NE-2570/1B”



Hình 4: Đầu dò ion hóa “NE-25671”

2.1.4. Hệ kiểm định tia-X

Hệ kiểm định tia-X (gọi tắt là hệ “Victoreen”) ở Viện NCHN (hãng “Fluke”, Model “Victoreen 8000”, No. 106051, sản xuất năm 2006 tại Mỹ, đã được hiệu chuẩn hằng năm đối với tia-X), bao gồm máy đo điện tích dùng đầu dò ion hóa “No. 16-47” để đo liều chiếu. Hệ này có đặc trưng như sau: Cao thế đến 160 kV; đầu dò có thể tích

nhạy 30 cc; dải đo đến 999 R/min; độ chính xác: $\pm 5\%$; độ lặp lại: $\pm 2\%$ hoặc 2 mR; liều chiếu cực tiểu đo được: 1 mR [4].

Do hệ “Farmer” chưa được hiệu chuẩn đối với tia-X nên mục đích của việc dùng hệ này nhằm xác định D_{air} tại vị trí có $K_{\text{air}} \leq 0,5$ Gy/min đối với máy phát tia-X ở cao thế 200 kV, ứng dụng chiếu xạ các mẫu máu trong dải liều 0 – 5 Gy. Hình ảnh hệ này, bao gồm máy đo điện tích và đầu dò ion hóa được trình bày trên hình 5.



Hình 5: Hệ kiểm định tia-X “Victoreen 8000”

2.1.5. Hệ đo liều quang phát quang

Hệ đo liều quang phát quang (gọi tắt là hệ “MicroStar”) ở Viện NCHN (hãng: Landauer, sản xuất năm 2016 tại Nhật Bản) bao gồm máy đọc liều “MicroStar Version 4.3” và OSLD loại XA đo liều photon. Liều kế loại XA (Inlight model 2) có đáp ứng năng lượng từ 5 keV đến 40 MeV và dải liều từ 50 μSv đến 10 Sv đối với bức xạ photon. Hình ảnh của máy đọc và liều kế được trình bày tương ứng trên các hình 6 và hình 7 [5]. Mục đích dùng hệ này (do OSLD có kích thước nhỏ) để đo liều hấp thụ đối với tia-X do khối chứa

đầu dò của hệ “Victoreen” có kích thước lớn, không phù hợp khi chiếu kèm với mẫu máu.



Hình 6: Máy đọc liều “MicroStar 4.3”



Hình 7: OSLD loại XA “Inlight model 2”

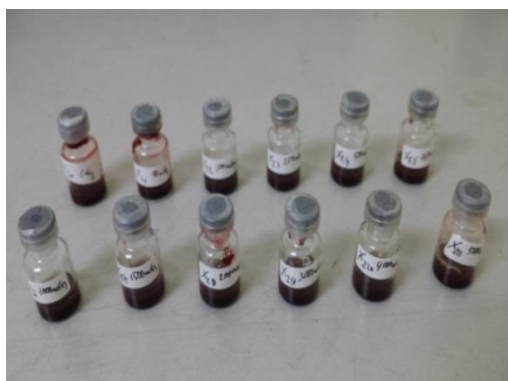
2.1.6. Các dụng cụ khác

Nhiệt kế và áp kế dùng để hiệu chỉnh nhiệt độ và áp suất khi đo liều hấp thụ trong không khí thông qua điện tích dòng ion hóa đo được bằng máy chuẩn liều cấp II “Farmer”.

Các tấm phin lọc nhôm (ký hiệu là filter Al) tinh khiết (99,99%) có chiều dày khác nhau (0,1; 0,5; 1 và 5 mm). Mỗi filter dạng hình vuông với kích thước ngang 10x10 cm². Các phin lọc nhôm này dùng thí nghiệm đối với bức xạ tia-X.

Mẫu máu ngoại vi toàn phần (thể tích khoảng 1 ml/mẫu) được chứa trong lọ thủy tinh trung tính hình trụ có nắp đậy bằng cao su (đường kính ngoài 16

mm, cao 20 mm, dày 1 mm). Các mẫu máu trong lọ thủy tinh đã chuẩn bị cho thí nghiệm được trình bày trên hình 8. Khi đã lựa chọn được vị trí có K_{air} phù hợp thì các mẫu máu này sẽ được chiếu xạ với những giá trị liều hấp thụ khác nhau (trong dải 0 – 5 Gy) nhằm phục vụ nghiên cứu về đánh giá mối quan hệ liều – hiệu ứng sai hình nhiễm sắc thể [6].



Hình 8: Mẫu máu chuẩn bị để chiếu xạ

2.2. Phương pháp đo liều

2.2.1. Đo suất liều đối với nguồn xạ trị Co-60 bằng hệ “Farmer”

Do đầu phát tia gamma (có thể xoay 360° theo mặt phẳng thẳng đứng) của máy xạ trị cao khoảng 1,6 m so với mặt sàn phòng nên không thể bố trí thí nghiệm đo theo hướng nằm ngang, mà thí nghiệm được tiến hành với hướng phát tia thẳng đứng từ trên trần phòng thẳng xuống dưới mặt sàn phòng, đầu dò ion hóa đặt nằm ngang (song song với mặt bàn chuẩn) và vuông góc với chùm tia, còn mẫu máu đặt thẳng đứng theo chiều chùm tia và vuông góc với mặt bàn chuẩn.

Các bước đo suất liều như sau: Đo lượng điện tích (ký hiệu là I, đơn vị đo

là nC) trên khối đo điện tích với thời gian chiếu xạ định trước (ký hiệu là T, đơn vị đo là giây “sec”) và tính K_{air} theo công thức sau [7]:

$$K_{air} = CF \cdot (I_{irr} - I_B) \cdot K_{TP} \cdot [60/T] \quad (1)$$

Trong đó: CF là hệ số chuẩn của “Farmer” đối với Co-60 ($CF = 41,8 \pm 0,2$ mGy/nC); I_{irr} và I_B tương ứng là số đọc của “Farmer” (đơn vị là nC) khi chiếu xạ có nguồn Co-60 và phông; K_{TP} là hệ số hiệu chỉnh nhiệt độ và áp suất trong lúc đo theo công thức sau [7]:

$$K_{TP} = [(273,2 + t(^{\circ}C))/293,2] \cdot [1013(\text{mbar})/P(\text{mbar})] \quad (2)$$

2.2.2. *Đo suất liều đối với nguồn tia-X bằng hệ “Victoreen”*

Đầu ống phát tia-X được đặt nằm ngang, vuông góc trên mặt bàn chuẩn (cao 88,9 cm so với mặt sàn phòng), tạo chùm tia-X phát ra song song với mặt bàn chuẩn. Do đó, thí nghiệm sử dụng đầu dò ion hóa của hệ kiểm định, các tấm filter Al bổ sung hay mẫu máu được đặt vuông góc với chùm tia-X.

Do yêu cầu về chiếu xạ tia-X đối với mẫu máu ứng dụng trong định liều sinh học ở cao thế định thường từ 200 kV trở lên [8]. Ngoài ra, do hệ kiểm định chỉ đo được suất liều chiếu tại cao thế cực đại 160 kV nên để thực hiện tại cao thế 200 kV thì cần phải thực hiện phép đo tại dải cao thế nhỏ hơn (từ 70 - 160 kV) và ngoại suy ra suất liều chiếu ở 200 kV. Để chiếu xạ tia-X với mẫu máu ứng dụng trong định liều sinh học

thì cần phải đo thực nghiệm các filter Al để tìm được chiều dày hấp thụ một nửa (ký hiệu là HVL) tại cao thế 200 kV [9]. Từ đó, các mẫu máu được đặt sau tấm HVL này để chiếu xạ với giá trị liều hấp thụ đã xác định, nhằm giá trị liều hấp thụ này được chính xác hơn (do không biết tường minh về phổ bức xạ liên tục của máy tia-X).

Các bước đo suất liều như sau: Đọc kết quả suất liều chiếu trực tiếp (ký hiệu là P, đơn vị đo là R/min) bằng hệ kiểm định, và chuyển suất liều chiếu thành K_{air} theo hệ số chuyển đổi như sau [7]:

$$K_{air} (\text{mGy/min}) = 8,76 \cdot P(\text{R/min}) \quad (3)$$

3. Kết quả và thảo luận

3.1. *Đồ thị đáp ứng liều đối với nguồn xạ trị Co-60*

3.1.1. *Đo suất liều bằng hệ “Farmer”*

Kết quả đo dùng đầu dò gắn “Build-up cap”, bao gồm việc hiệu chỉnh nhiệt độ và áp suất trong lúc đo theo biểu thức (1); ghi thời gian đo dòng; ghi dòng đo được; và tính K_{air} trung bình tại 3 vị trí khoảng cách (ký hiệu là L, L = 62,2; 70 và 80 cm) tính từ tâm nguồn phát gamma theo chiều thẳng đứng từ trên xuống trên máy xạ trị Co-60 (Dòng điện tích phông trung bình đo được là 0,01 nC). Kết quả đo K_{air} trung bình theo biểu thức (1) được nêu trong cột (6) của bảng 1 (ký hiệu σ là độ lệch chuẩn tương đối của giá trị trung bình của K_{air} đối với 5 phép đo với hệ số phủ “k” bằng 2 ở mức tin cậy 95%).

Bảng 1: Kết quả đo K_{air} trung bình dùng đầu dò gắn “Build-up cap” tại 3 vị trí khảo sát

L (cm)	K_{TP}	T (sec)	I (nC)	K_{air} (mGy/min)	K_{air} (mGy/min) $\pm \sigma$ (%)
(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
62,2	1,022	57,7	10,235	454,664	455,4 \pm 0,1
		57,3	10,180	455,378	
		57,1	10,140	455,177	
		57,5	10,225	455,800	
		57,5	10,225	455,800	
		56,8	7,890	356,744	
70,0	1,024	57,5	7,985	356,644	356,6 \pm 0,1
		57,6	8,010	357,139	
		57,6	8,000	356,693	
		57,5	7,990	356,867	
		56,1	6,015	275,360	
		53,7	5,755	275,232	
80,0	1,024	56,4	6,045	275,261	275,2 \pm 0,1
		56,8	6,085	275,131	
		57,1	6,120	275,260	

Nhận xét:

- Ngoài ra thí nghiệm được tiến hành như ở trên nhưng với đầu dò “trần” nghĩa là không gắn “Build-up cap” thì giá trị K_{air} đo được giảm khoảng 11% tại các khoảng cách 62,2 cm (11,0%), 70 cm (10,9%) và 80 cm (10,9%). Do đó, theo [1], K_{air} đo được khi gắn “Build-up cap” chính là liều hấp thụ trong mẫu máu.

- Do đó trong thực tế, để chiếu các mẫu máu ứng dụng trong định liều sinh học thì việc chọn $K_{air} = 275,2$ mGy/min khi dùng đầu dò gắn “Build-up cap” tại khoảng cách $L = 80$ cm sẽ cho độ lệch nhỏ hơn (khi xê dịch khoảng cách đặt đầu dò/mẫu) về giá trị suất liều hấp thụ, và cũng đáp ứng được thời gian chiếu xạ các mẫu máu.

3.1.2. Xác định liều hấp thụ theo thiết kế chiếu mẫu

Thí nghiệm chiếu mẫu và đo D_{air} được thực hiện 3 lần nhằm khảo sát độ lặp lại (độ ổn định) của kết quả thí nghiệm. Thiết kế chiếu mẫu (mẫu máu cùng đầu dò gắn “Build-up cap”, tại vị trí chiếu $L = 80$ cm với $K_{air} = 275,2$ mGy/min) trong mỗi lần thí nghiệm như sau: Dải liều chiếu theo thiết kế (ký hiệu là D_{tk}), $D_{tk} = 50, 100, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000$ và 5000 mGy. Do đó thời gian chiếu tương ứng là 0,18; 0,36; 0,91; 1,82; 2,72; 3,63; 5,45; 7,27; 10,9; 14,53 và 18,16 min.

Kết quả đo D_{air} trung bình bằng hệ “Farmer” dùng đầu dò kèm theo các mẫu máu với 3 lần liều thiết kế được nêu trong cột (2) của bảng 2, trong đó ký hiệu RB là độ lệch tương đối của kết quả thí nghiệm.

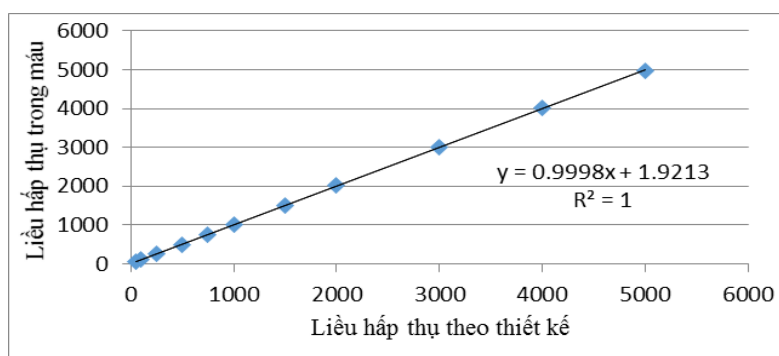
Bảng 2: Kết quả đo D_{air} trung bình theo D_{tk} dùng đầu dò kèm theo mẫu máu trong 3 lần thí nghiệm

D_{tk} (mGy)	D_{air} (mGy)	RB (%)	σ (%)
(1)	(2)	(3)	(4)
50	50,4	+0,8	2,5
100	99,4	-0,6	2,2
250	250,8	+0,3	2,5
500	497,3	-0,5	1,9
750	752,8	+0,4	1,8
1000	996,0	-0,4	1,7
1500	1505,0	+0,3	1,5
2000	2008,0	+0,4	1,7
3000	3010,0	+0,3	1,5
4000	4016,0	+0,4	1,5
5000	4981,7	-0,4	1,4

3.1.3. Xây dựng đồ thị đáp ứng liều

Từ số liệu ở cột (1) và cột (2) của bảng 2, xây dựng được đồ thị đáp ứng liều hấp thụ (giữa liều thiết kế và liều

trong mẫu máu, ký hiệu là D_m) trong dải liều 0 – 5 Gy tại $L = 80$ cm với $K_{air} = 275,2$ mGy/min đối với nguồn xạ trị Co-60, được trình bày trên hình 9.

**Hình 9:** Đồ thị đáp ứng liều hấp thụ giữa D_m và D_{tk} đối với nguồn xạ trị Co-60

Từ đồ thị hình 9 thấy rằng D_m tuân theo quy luật tuyến tính với D_{tk} ($R^2 = 1$) được tính theo công thức sau:

$$D_m = 0,9998.D_{tk} + 1,9213 \quad (4)$$

3.2. Đồ thị đáp ứng liều đối với nguồn phát tia-X**3.2.1. Xác định suất liều chiếu tại cao thế 200 kV bằng hệ "Victoreen"**

Do hệ "Victoreen" không đo được suất liều chiếu (P) tại cao thế 200 kV nên để xác định được suất liều chiếu tại

cao thế này, thí nghiệm được thực hiện bằng phép ngoại suy: đo suất liều chiếu tại các giá trị cao thế từ 90 đến 160 kV, sau đó ngoại suy ra suất liều chiếu tại cao thế 200 kV. Kết quả đo không có filter Al tại khoảng cách nằm ngang từ đầu dò tới tâm ống phát $L = 25$ cm được nêu trong bảng 3, trong đó các giá trị ở cột (3) được suy tương ứng từ cột (2) theo hệ số chuyển đổi ở biểu thức (3).

Bảng 3: Kết quả đo P (R/min) theo cao thế HV (kV) bằng hệ “Victoreen”

HV (kV)	P (R/min)	K _{air} (mGy/min)
(1)	(2)	(3)
90	76,00	665,76
120	89,90	787,52
150	106,50	932,94
160	112,84	988,48

Từ số liệu ở cột (1) và cột (3) ở bảng 3, dùng Excel xây dựng được mối tương quan dạng hàm mũ giữa K_{air} (mGy/min) và HV như sau [4]: K_{air} (mGy/min) = 400,47.exp(0,0056.HV) với R² = 1. Khi HV = 200 kV thì:

$$K_{air} = 1.227,4 \text{ mGy/min} \quad (5)$$

3.2.2. Xác định suất liều hấp thụ tại cao thế 200 kV bằng OSLD

Dùng nhóm 4 OSLD chiếu xạ với các thông số sau: HV = 200 kV, L = 25 cm, không filter Al, thời gian chiếu 1 min. Kết quả đo trên hệ “MicroStar” cho suất liều tương đương trung bình là 1.678 mSv/min. Từ đó chuyển sang K_{air} [theo hệ số biến đổi K_{air} (mGy/min) = (mSv/min)/ 1,46] được kết quả như sau [6]:

$$K_{air}(\text{mGy/min}) \pm \sigma (\%) = 1.149,3 \pm 1,1 \quad (6)$$

So sánh kết quả K_{air} đo bằng OSLD ở biểu thức (6) với kết quả đo bằng hệ “Victoreen” và ngoại suy ở biểu thức (5) thấy rằng chúng tương đương nhau (độ lệch tương đối chỉ là 6,8%). Điều này có thể suy ra rằng: Phép ngoại suy suất liều từ giá trị cao thế 160 kV tới 200 kV là có thể chấp nhận được và nằm trong sai số cho phép.

3.2.3. Xác định HVL tại cao thế 200 kV bằng hệ “Victoreen”

Để chiếu xạ các mẫu máu phục vụ định liều sinh học, cần xác định HVL đối với filter Al bổ sung bằng hệ “Victoreen” nhằm xác định các giá trị

liều hấp thụ được chính xác hơn do phổ tia-X là liên tục và liều phụ thuộc mạnh vào năng lượng thấp. Do đó, thí nghiệm được tiến hành với các thông số sau: Cao thế đặt ở 3 giá trị 90, 120 và 150 kV; thời gian mỗi phép đo suất liều chiếu là 1 min (mỗi giá trị cao thế đo nhiều lần, từ 15 đến 20 lần, và lấy kết quả suất liều chiếu trung bình); với mỗi giá trị cao thế đo không có filter Al và tương ứng có filter Al; khoảng cách nằm ngang từ đầu dò tới tâm ống phát L = 25 cm. Kết quả đo suất liều chiếu trung bình P (R/min) tại 3 giá trị cao thế HV dùng hệ “Victoreen” được nêu trong bảng 4.

Bảng 4: Kết quả đo suất liều chiếu trung bình P (R/min) theo cao thế HV (kV) bằng hệ “Victoreen”

HV (kV)	Filter (mmAl)	P (R/min)
90	0	76,0
	1	63,5
	2	55,0
	5	38,5
	0	89,9
120	1	75,7
	2	66,5
	5	47,7
	0	106,5
150	1	91,6
	2	81,9
	5	60,4
	6	56,3

Từ kết quả đo ở bảng 4 tại mỗi giá trị cao thế (90, 120 và 150 kV), dùng Excel vẽ đồ thị mối tương quan dạng hàm mũ giữa các giá trị suất liều chiếu trung bình và chiều dày filter Al [4], xác định được HVL tương ứng là 4,99; 5,35 và 6,35 mmAl.

Dùng Excel vẽ đồ thị mối tương quan dạng hàm mũ giữa các giá trị cao

thế (90, 120 và 150 kV) và các HVL tương ứng (4,99; 5,35 và 6,35 mmAl), xác định được HVL tại 200 kV là: $HVL = 3,4177.exp(0,004.HV)$ với $R^2 = 0,994$. Khi HV = 200 kV thì:

$$HVL_{200kV} = 7,606 \text{ mmAl} \approx 7,6 \text{ mmAl} \quad (7)$$

Kiểm chứng thực nghiệm biểu thức (7) bằng hệ “Victoreen”: Từ biểu thức (7), tính toán với HV = 160 kV thì $HVL_{160kV} \approx 6,5 \text{ mmAl}$. Dùng hệ “Victoreen” đo suất liều chiếu trung bình tại L = 25 cm với trường hợp không filter và có filter 6,5mmAl. Kết quả cho P (không filter) = 112,8 R/min và P (có filter) = 55,3 R/min. Tỷ số P (không filter)/ P (có filter) = 2,04 \approx 2 nghĩa là việc ngoại suy giá trị HVL_{200kV} tại 200 kV cho kết quả đúng (Độ lệch tương đối chỉ là 2%).

3.2.4. Xác định K_{air} bằng OSLD khi có filter

Thí nghiệm được tiến hành 3 lần với các thông số sau: HV = 200 kV; L = 26,6 cm; nhóm 4 OSLD, đặt sát cạnh nhau và vuông góc với trường chiếu; filter 7,6mmAl đặt sát trước các OSLD; thời gian chiếu cho mỗi OSLD là 1 min. Kết quả đo các OSLD cho giá trị trung bình là:

$$K_{air} = 497,2 \text{ mGy/min} \pm 2,0\% \quad (8)$$

Do đó, có thể dùng giá trị K_{air} trong biểu thức (8) để chiếu xạ các mẫu máu, bảo đảm được dải liều chiếu và thời gian chiếu xạ.

3.2.5. Xây dựng đồ thị đáp ứng liều

* Xác định liều hấp thụ theo thiết kế chiếu mẫu

Thí nghiệm chiếu mẫu và đo liều hấp thụ trong không khí (D_{air}) được

thực hiện 3 lần nhằm khảo sát độ lặp lại (độ ổn định) của kết quả thí nghiệm.

Thiết kế chiếu mẫu (mẫu máu cùng các OSLD, tại L = 26,6 cm với $K_{air} = 497,2 \text{ mGy/min}$) trong mỗi lần thí nghiệm như sau: Dải liều chiếu theo thiết kế $D_{tk} = 50, 100, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000$ và 5000 mGy. Do đó thời gian chiếu tương ứng là 0,1; 0,2; 0,5; 1; 1,5; 2; 3; 4; 6; 8 và 10 min. Kết quả đo D_{air} trung bình các OSLD trên hệ “MicroStar” với 3 lần liều thiết kế được nêu trong cột (2) của bảng 5.

Bảng 5: Kết quả đo D_{air} trung bình bằng OSLD kèm theo mẫu máu với liều thiết kế trong 3 lần thí nghiệm

D_{tk} (mGy)	D_{air} (mGy)	RB (%)	σ (%)
(1)	(2)	(3)	(4)
50	49,3	-1,4	4,4
100	101,6	+1,6	3,3
250	243,3	-2,7	1,0
500	496,6	-0,7	2,7
750	759,7	+1,3	2,0
1000	1016,3	+1,6	3,1
1500	1498,8	-0,1	1,9
2000	2015,5	+0,8	2,3
3000	3002,8	+0,1	2,0
4000	4030,1	+0,8	1,6
5000	5035,6	+0,7	2,0

* Xây dựng đồ thị đáp ứng liều

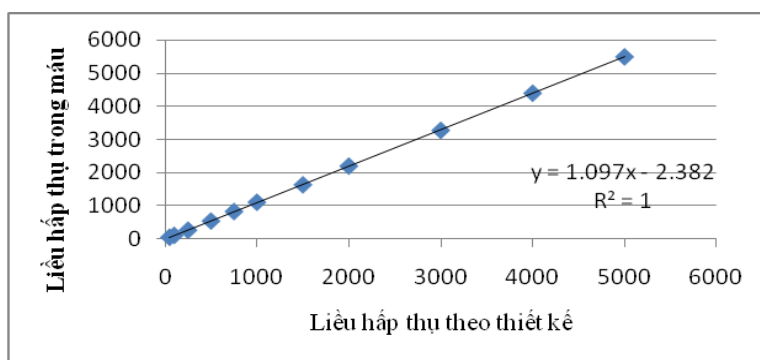
Theo [1], hệ số biến đổi thành liều hấp thụ (Gy) trong mô mềm bằng giá trị liều hấp thụ trong không khí nhân với hệ số 1,09 đối với tia-X. Vì vậy, từ bảng 5, kết quả tính liều hấp thụ trung bình trong mẫu máu (D_m) so với liều hấp thụ theo thiết kế (D_{tk}) được nêu trong bảng 6.

Bảng 6: Kết quả tính liều hấp thụ trung bình trong mẫu máu (D_m)

D_{tk} (mGy)	D_m (mGy)	RB (%)	σ (%)
(1)	(2)	(3)	(4)
50	53,7	+7,4	4,4
100	110,7	+10,7	3,3
250	265,2	+6,1	1,0
500	541,3	+8,3	2,7
750	828,1	+10,4	2,0
1000	1107,8	+10,8	3,1
1500	1633,7	+8,9	1,9
2000	2196,9	+9,8	2,3
3000	3273,0	+9,1	2,0

D_{tk} (mGy)	D_m (mGy)	RB (%)	σ (%)
(1)	(2)	(3)	(4)
4000	4392,8	+8,2	1,6
5000	5488,8	+9,8	2,0

Từ số liệu ở cột (1) và cột (2) của bảng 6, xây dựng được đồ thị đáp ứng liều hấp thụ (giữa liều hấp thụ theo thiết kế và liều trong mẫu máu) trong dải liều 0 – 5 Gy tại $L = 26,6$ cm với $K_{air} = 497,2$ mGy/min đối với máy phát tia-X, được trình bày trên hình 10.



Hình 10: Đồ thị đáp ứng liều hấp thụ giữa D_m và D_{tk} đối với máy phát tia-X

Từ đồ thị hình 10 thấy rằng D_m tuân theo quy luật tuyến tính với D_{tk} ($R^2 = 1$) được tính theo công thức sau:

$$D_m = 1,0974 \cdot D_{tk} - 2,3828 \quad (9)$$

4. Kết luận

Đối với nguồn xạ trị $Co-60$: Có thể dùng giá trị $K_{air} = 275,2$ mGy/min tại vị trí $L = 80$ cm để chiếu các mẫu máu trong dải liều từ 0 – 5 Gy (K_{air} này chính là giá trị suất liều hấp thụ trong mẫu máu); để chiếu các mẫu máu tại vị trí trên, giá trị liều hấp thụ bất kỳ trong mô “ D_m ” được tính bằng $D_{tk} = 275,2$ (mGy/min) x thời gian chiếu mẫu (min), và hiệu chỉnh về liều hấp thụ trong mẫu máu theo công thức (3).

Đối với nguồn phát tia-X: Có thể dùng giá trị $K_{air} = 497,2$ mGy/min tại vị

trí $L = 26,6$ cm để chiếu các mẫu máu trong dải liều từ 0 – 5 Gy (K_{air} này chính là giá trị suất liều hấp thụ trong mẫu máu); để chiếu các mẫu máu tại vị trí trên, giá trị liều hấp thụ bất kỳ trong mô “ D_m ” được tính bằng $D_{tk} = 497,2$ (mGy/min) x thời gian chiếu mẫu (min), và hiệu chỉnh về liều hấp thụ trong mẫu máu theo công thức (9).

Dựa trên kết quả nghiên cứu này cùng với việc phân tích sai hình nhiễm sắc thể các mẫu máu, cuối năm 2017, Viện NCHN đã tham gia Chương trình so sánh quốc tế “RENEB”. Kết quả so sánh liên phòng thí nghiệm cho thấy các giá trị liều hấp thụ vật lý xác định ở Viện NCHN nằm trong giới hạn “Trumpet curve” ở mức tin cậy 95%.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. IAEA (2011), *Cytogenetic dosimetry: Applications in preparedness for and response to radiation emergencies*, EPR-Biodosimetry, September, Austria
2. Rigaku Corporation (2004), *Cat.No.6061A1/ 6062A1/ 6063A1 Portable industrial X-ray inspection apparatus radioflex – 200EGM/ 250EGM/ 300EGM instruction manual (Manual No. ME 16013C04)*, Japan
3. S. Salman Ahmad et al. (1984), *Calibration of Farmer dosimeters*, Pinstech/HPD-112, Health Physics Division, Pakistan Institute of Nuclear Science and Technology, Nilore, Rawalpindi, Pakistan
4. Fluke Biomedical (2006), *Victoreen 8000: Users manual*, Fluke Corporation, USA
5. Landauer Inc. (2012), *MicroStar Version 4.3 – Use manual*, Japan
6. KIRAMS (2016), “Blood irradiation procedure for X-ray using the X-RAD biological irradiator (Health Canada) and slide preparation”, *Lab. of Biological Dosimetry*, Korea Institute of Radiological & Medical Sciences (KIRAMS), pp.1-3
7. JIS Z 4511:2005 (2006), *Methods of calibration for exposure meters, air kerma meters, air absorbed dose meters and dose-equivalent meters*, Japanese Standards Association, Japan
8. Munevver Coskun et al. (2000), “Biological dosimetry following X-ray irradiation”, *Turk.J. Med. Sci.*, Turkey, Vol. 30, pp.563-569
9. L.D. Godfrey et al. (2015), “Evaluation of half value layer (HVL) and homogeneity factor (HF) of some hospitals in Zaria environs Kaduna State Nigeria”, *Journal of Archives of Applied Science Research (AASRC9)*, USA, 7(5) 1-3

ESTABLISHING ABSORBED DOSE RESPONSE CURVES FOR GAMMA AND X-RAY RADIATIONS APPLIED IN BIOLOGICAL DOSIMETRY**ABSTRACT**

Biological dosimetry for blood samples is based on relative dose measurement and a standard curve of physical dose. This article presents study in establishing absorbed dose response curves for Co-60 therapy source and X-ray machine based on dose measuring techniques by ionization detectors and Optically stimulated luminescent dosimeters. Experimental results showed positions with absorbed dose rate in air of $\leq 0,5$ Gy/min for the Co-60 therapy source and the X-ray machine. From that, two absorbed dose response curves with absorbed dose range of 0 – 5 Gy for irradiating blood samples are established for the Co-60 therapy source and the X-ray machine, respectively. The results of this study are used to establish dose standard curves – effects of chromosome aberrations in blood samples for serving the biological dosimetry in the Nuclear Research Institute.

Keywords: *Biological dosimetry, absorbed dose, dose response curve, optically stimulated luminescent dosimeter (OSLD), air kerma rate (K_{air})*

(Received: 20/4/2018, Revised: 15/5/2018, Accepted for publication: 24/12/2018)