

CHUẨN LIỀU PHOTON PHÁT RA TỪ MÁY GIA TỐC TUYẾN TÍNH TẠI BỆNH VIỆN ĐA KHOA ĐỒNG NAI

Dương Thanh Tài^{1,2}
Trương Thiết Dũng¹

TÓM TẮT

Chuẩn liều cho chùm bức xạ photon phát ra từ máy gia tốc thẳng Primus Siemen M5497 tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai. Trong nghiên cứu này chúng tôi áp dụng quy trình chuẩn liều của cơ quan năng lượng quốc tế IAEA (International Atomic Energy Agency), TRS -398 để chuẩn liều photon cho máy xạ trị ngoài Primus Siemen tại Khoa Ung bướu II - Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai. Sai số trung bình giữa liều đo đạc và liều yêu cầu phát ra từ máy gia tốc tại thời điểm đo nhỏ hơn 3%. Sai số này nằm trong tiêu chuẩn cho phép của TRS-398 ($\leq \pm 3\%$). Với kết quả thu được của cả hai mức năng lượng photon 6MV và 15MV có thể thấy rằng máy gia tốc Primus Siemen tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai hoạt động rất ổn định và chính xác. Công tác chuẩn liều phải được thực hiện thường xuyên, chính xác để đảm bảo chất lượng điều trị tốt nhất cho bệnh nhân.

Từ khóa: Máy gia tốc, chuẩn liều hấp thụ

I. Giới thiệu

Ung thư đang là một trong những nguyên nhân gây tử vong hàng đầu trên thế giới nói chung. Căn bệnh này đang ngày càng gia tăng và cướp đi sự sống của hàng triệu người mỗi năm trên thế giới [1, 2]. Số người mắc bệnh ung thư ở Việt Nam đang có xu hướng ngày một gia tăng. Hiện nay, có ba phương pháp chính để điều trị cho bệnh nhân ung thư là phẫu thuật, hóa trị, xạ trị. Trong đó xạ trị được áp dụng phổ biến đối với hầu hết các loại ung thư. Mục đích của xạ trị là tiêu diệt các tế bào ung thư bằng tia bức xạ ion hóa với năng lượng và liều lượng thích hợp. Xạ trị ngoài là kỹ thuật chiếu các chùm bức xạ ion hóa từ bên ngoài, tập trung vào khối u, nhằm cung cấp liều điều trị thích hợp. Công cụ phát chùm bức xạ hiện đang

được áp dụng rộng rãi là máy gia tốc, nó bao gồm nhiều bộ phận phức tạp và tinh vi. Để quá trình xạ trị an toàn và hiệu quả đòi hỏi máy gia tốc phải được đảm bảo chất lượng (QA: Quality Assurance) hay gọi là kiểm chuẩn, chuẩn liều hấp thụ [3]. Chuẩn liều hấp thụ là việc đo liều phát ra từ máy gia tốc nhằm đảm bảo liều phát ra từ máy gia tốc ổn định và sai số so với giá trị đo đạc nằm trong giới hạn cho phép (nhỏ hơn 3%); nếu sai số vượt quá 3% thì cần phải hiệu chỉnh máy gia tốc sao cho liều phát ra đạt yêu cầu [4]. Công việc chuẩn liều cho máy gia tốc luôn được ưu tiên hàng đầu trong xạ trị bởi vì chất lượng chùm tia phát ra ảnh hưởng trực tiếp đến hiệu quả của điều trị. Việc này luôn được thực hiện định kỳ theo quy trình dựa trên các tài liệu hướng dẫn

¹Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai

²Đại học Khoa học Tự nhiên TP. Hồ Chí Minh

Email: thanhtai_phys@yahoo.com

thực hành (code of practice) của nhà sản xuất khuyến cáo hoặc là các tổ chức chuyên môn như Hiệp hội Vật lý Hoa Kỳ (American Association of Physics in Medicine) đưa ra tài liệu hướng dẫn thực hành có tên là TG 51 [5]; hoặc là Cơ quan Năng lượng nguyên tử quốc tế (International Atomic Energy Agency) đưa ra quy trình chuẩn liều hấp thụ TRS 227 vào năm 1987 [6], phiên bản được này được cập nhật vào năm 2000 có ký hiệu là TRS 398 [7]. Quy trình này đã được kiểm nghiệm và được ứng dụng rộng rãi trên thế giới. Ở Việt Nam hiện nay chưa có một quy trình chuẩn liều quốc gia nên việc chuẩn liều hấp thụ cho máy gia tốc được thực hiện bởi các

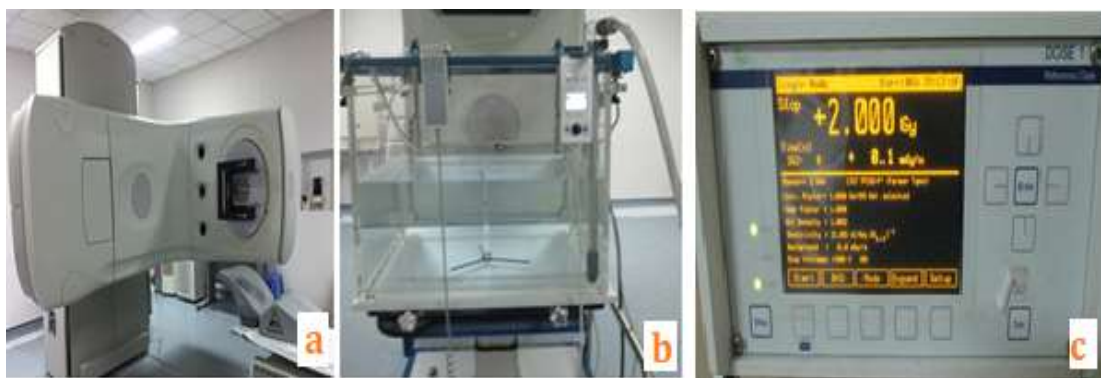
trung tâm dựa trên một trong hai quy trình chuẩn trên. Trong nghiên cứu này chúng tôi chọn quy trình TRS 398 [8] để chuẩn liều cho máy gia tốc tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai bởi vì ưu điểm của quy trình này là đơn giản trong việc tiến hành và cho kết quả chính xác cao.

II. Đối tượng và phương pháp nghiên cứu

1. Đối tượng nghiên cứu

- Máy gia tốc Primus M5497 của Siemens phát ra photon năng lượng 6, 15 MV và electron 5, 6, 7, 8,10, 12, 14 MeV.

- Phantom có kích thước 48x48x48cm.



Hình 1: Máy gia tốc tuyến tính (a), phantom nước (b), điện kế (c) tại

Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai

- Đầu dò: buồng ion hóa FC 65 của hãng IBA.

- Điện kế (Electrometer) DOSE1 của hãng IBA.

2. Cơ sở vật lý của quy trình chuẩn liều TRS 398

Theo quy trình của TRS 398 [7] thì liều hấp thụ trong nước tại điểm đo được xác định bằng công thức:

$$D_W^Q = MN_{D,W}^Q$$

Trong đó M: chỉ số đo được trên Electrometer đã được hiệu chỉnh đầy đủ

$N_{D,W}^Q$: hệ số hiệu chuẩn liều hấp thụ của buồng ion hóa với chất lượng chùm tia Q.

Nếu buồng ion hóa được chuẩn bởi nguồn Co-60 thì $N_{D,W}^Q$ sẽ được tính như sau:

$$N_{D,W}^Q = k_Q N_{D,W}^{Co60}$$

k_Q : là hệ số chuyển đổi từ chùm tia Co-60 sang chùm tia gia tốc với chất lượng chùm tia Q.

Giá trị đo M được cho bởi biểu thức:

$$M = M_{raw} K_{TP} K_{pol} K_{elec} K_s$$

M_{raw} : chỉ số đo trên electrometer khi chưa hiệu chỉnh.

K_s : hệ số hiệu chỉnh tái hợp các ion của buồng ion hóa.

K_{TP} : hệ số hiệu chỉnh nhiệt độ, áp suất của môi trường đo.

K_{elec} : hệ số hiệu chỉnh sự chính xác của electrometer.

K_{pol} : hệ số hiệu chỉnh sự phân cực của buồng ion hóa.

2.1. Hệ số hiệu chuẩn hiệu ứng tái hợp ion (K_s)

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

M_1 và M_2 : Tín hiệu điện tích tương ứng với các điện thế V_1 và V_2 trong cùng một điều kiện phát tia.

V_1 : Điện thế được sử dụng trong đo liều.

V_2 : Điện thế thấp hơn, lý tưởng, sao cho V_1/V_2 lớn hơn hoặc bằng 3.

Trong đó các hệ số a_0, a_1, a_2 được tra cứu trong bảng 9 (trang 54, TRS 398) theo tỷ số V_1/V_2 .

2.2. Hệ số hiệu chuẩn điện kế (K_{elec})

Buồng đo hiệu chuẩn cùng với điện kế $\rightarrow k_{elect} = 1$.

Buồng đo và điện kế hiệu chuẩn riêng biệt $\rightarrow k_{elect} \neq 1$.

2.3. Hiệu chỉnh nhiệt độ, áp suất (K_{TP})

Buồng ion hóa với khe chứa khí được thông với không khí trong phòng. Do bầu khí quyển trong phòng đo không ở điều kiện chuẩn trong khi hệ số hiệu chuẩn buồng ion hóa lại được đo ở điều kiện chuẩn của nhiệt độ và áp suất (20°C và 101,3kPa) nên khi đo liều cần phải có hệ số hiệu chỉnh để đưa về điều kiện chuẩn.

$$K_{TP} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P}$$

T_0, P_0 : Nhiệt độ và áp suất khi hiệu chuẩn buồng đo, lấy giá trị trong giấy chứng nhận của buồng đo sử dụng.

T và P : Nhiệt độ và áp suất của buồng đo lúc thực hiện đo đặc.

2.4. Yếu tố hiệu chỉnh sự phân cực (K_{pol})

$$K_{pol}(V) = \frac{|M_+(V)| + |M_-(V)|}{2M}$$

M_+ là tín hiệu buồng đo thu được ở thể dương.

M_- là tín hiệu buồng đo thu được ở thể âm.

M là tín hiệu buồng đo tại các cực sử dụng thường xuyên (là dương hoặc âm).

2.5. Hiệu chỉnh chất lượng chùm tia (K_Q)

Giá trị K_Q thay đổi tùy theo chất lượng chùm tia ($TPR_{20,10}$ hoặc R_{50}) và cấu tạo buồng ion hóa.

✚ Với chùm photon: tính toán giá trị $TPR_{20,10} = 1,2661.PDD_{20,10} - 0,0595$, sau đó tra bảng 14 (trang 72, TRS 398) sẽ được giá trị K_Q tương ứng với $TPR_{20,10}$ [7].

✚ Với chùm electron: ta tính giá trị R_{50} theo công thức:

$R_{50} = 1,029 R_{50,ion} - 0,06 \text{ g/cm}^2$
(với $R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2$)

$R_{50} = 1,059 R_{50,ion} - 0,37 \text{ g/cm}^2$ (với $R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2$)

Tra bảng 18 (trang 91, TRS 398) sẽ được giá trị K_Q tương ứng với R_{50} [7].

3. Quy trình tiến hành thực nghiệm chuẩn liều cho photon 6MV và 15MV

Bước 1: Thiết lập phantom nước.

Bước 2: Chỉnh thân máy về 0° , mở trường $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Bước 3: Bơm đầy nước vào phantom lên tới độ cao 33cm.

Bước 4: Thiết lập sao cho khoảng cách từ nguồn tới bề mặt nước (SSD) là 100cm.

Bước 5: Gắn đầu dò FC-65 P vào phantom nước tại tâm của trường chiếu.

Bước 6: Kết nối đầu dò với Dose1 bằng dây cáp.

Bước 7: Khởi động Dose1.

Bước 8: Xác định nhiệt độ của nước.

Bước 9: Phát 200MU để làm ấm hệ thống.

III. Kết quả chuẩn liều cho 2 mức photon 6 và 15 MV

A. Chuẩn liều cho Photon 6MV

✚ Xác định hệ số chất lượng chùm tia photon 6MV (K_Q)

Chỉnh điện thế 300V, phát 100MU, ghi nhận giá trị trên Dose1. Ta tiến hành phát tia 3 lần mỗi độ sâu để lấy giá trị trung bình, ta được $PDD(10)$ và $PDD(20)$.

$\rightarrow PDD_{20,10} = PDD(20)/PDD(10) = 0,57$

$\rightarrow TPR_{20,10} = 1,2661.PDD_{20,10} - 0,0595 = 0,662 \rightarrow K_Q = 0,9924$

✚ Xác định hệ số hiệu chỉnh nhiệt độ áp suất

Nhiệt độ phòng lúc đo là $t = 24,3^\circ\text{C}$; áp suất $p = 100,76 \text{ kPa}$.

$$K_{TP} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P} = \frac{(273,2 + 24,3)101,3}{(273,2 + 20)100,76} = 1,020335$$

✚ **Xác định hệ số hiệu chuẩn** sâu 10cm ở điện thế 300V và 150V.
hiệu ứng tái hợp ion K_s : thiết lập Mỗi trường hợp đo 3 lần lấy trung bình.
 Dose1 đo ở nC. Phát 200MU, đo tại độ

Bảng 1: Giá trị điện tích đo được ở thế 300V và 150V

Điện thế	Giá trị điện tích (nC)	Trung bình
$M_1(300V)$	27,18	27,21
	27,23	
	27,21	
$M_2(150V)$	27,13	27,11
	27,11	
	27,10	

Vì $V_1/V_2=300/150=2 \rightarrow a_0= 2,337; a_1= -3,636; a_2=2,299$ (tra cứu trong bảng 9, trang 54, TRS 398).

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 = 2,337 - 3,636 \left(\frac{27,21}{27,11}\right) + 2,299 \left(\frac{27,21}{27,11}\right)^2 = 1,003339$$

✚ **Xác định hệ số hiệu chỉnh sự phân cực K_{pol} :** Thiết lập Dose 1 đo ở nC. Phát 200MU, đo tại độ sâu 10cm ở điện thế 300V và -300V. Mỗi trường hợp đo 3 lần lấy trung bình.

$$K_{pol}(V) = \frac{|M_+(V)| + |M_-(V)|}{2M} = \frac{27,21 + 27,18}{2 \times 27,21} = 0,999571$$

Bảng 2: Giá trị điện tích đo được ở thế 300V và -300V

Điện thế	Giá trị điện tích (nC)	Trung bình
$M_1(300V)$	27,18	27,21
	27,23	
	27,21	
$M_2(-300V)$	27,18	27,18
	27,19	
	27,18	

✚ **Xác định K_{elec} :** vì Dose1 và FC-65P hiệu chỉnh cùng lúc nên $K_{elec} = 1$

✚ Theo chứng nhận của detector FC-65P thì $N_{D,W}^{Co60} = 4,79cGy/nC$

⇒ Giá trị điện tích tại vị trí sâu 10cm đo với thế 300V khi đã được hiệu chỉnh đầy đủ các hệ số sẽ bằng:

$$\begin{aligned} M &= M_{raw} K_{TP} K_{pol} K_{elec} K_s \\ &= 27,20 \times 1,020335 \times 0,999571 \times 1 \times 1,003339 \\ &= \mathbf{27,85nC} \end{aligned}$$

Liều hấp thụ tại vị trí sâu 10cm:

$$\begin{aligned} D_W^Q(10cm) &= MN_{D,W}^Q = MK_Q N_{D,W}^{Co60} = 27,85 \times 0,9924 \times 4,79 \\ &= \mathbf{132,38cGy} \end{aligned}$$

Liều hấp thụ tại vị trí D_{max}

$$D_W^Q(max) = \frac{D_W^Q(10cm)}{PDD} = \frac{132,38}{0,67} = \mathbf{197,58cGy/MU}$$

Bảng 3: Sai số giữa suất liều phát ra và suất liều đo được đối với năng lượng 6MV

Giá trị đo được (cGy)	Giá trị yêu cầu (cGy)	Sai số (%)
197,58	200,00	-1.21

B. Chuẩn liều cho Photon 15MV

Chuyển mức năng lượng của máy gia tốc sang 15MV. Vẫn giữ nguyên bố trí detector như khi đo với mức 6MV. Các bước tiến hành đo và tính toán tương tự như mức 6MV. Kết quả đo được như sau:

$$PDD_{20,10} = PDD(20)/PDD(10) = 0,642$$

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \cdot PDD_{20,10} - 0,0595 = 0,753 \rightarrow \mathbf{K_Q = 0,9767}$$

$$K_{TP} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P} = \frac{(273,2 + 24,3)101,3}{(273,2 + 20)100,76} = \mathbf{1,020335}$$

$$\begin{aligned} K_s &= a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 = 2,337 - 3,636 \left(\frac{16,08}{15,99}\right) + 2,299 \left(\frac{16,08}{15,99}\right)^2 \\ &= \mathbf{1,00549} \end{aligned}$$

$$K_{pol}(V) = \frac{|M_+(V)| + |M_-(V)|}{2M} = \frac{16,08 + 16,09}{2 \times 16,08} = \mathbf{1,00031}$$

$$K_{elec} = 1$$

Bảng 4: Liều hấp thụ trong nước đối với mức năng lượng 15MV

K_Q	K_{TP}	K_s	K_{pol}	K_{elec}	$N_{D,W}^{Co^{60}}$ (cGy/nC)	$D_W^Q(10cm)$ (cGy)	$D_W^Q(max)$ (cGy)
0,9767	1,020335	1,00549	1,00031	1	4,79	77,21	100,27

Bảng 5: Sai số giữa liều phát ra và liều đo được đối với năng lượng 15MV

Giá trị đo được (cGy)	Giá trị yêu cầu (cGy)	Sai số (%)
100,27	100,00	0,27

IV. Kết luận và kiến nghị

Trong công trình này chúng tôi đã trình bày chi tiết về cơ sở vật lý của phương pháp chuẩn liều dựa trên quy trình chuẩn liều của Cơ quan Năng lượng nguyên tử quốc tế (IAEA) và chúng tôi cũng áp dụng quy trình này thường quy tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai. Sai lệch giữa các kết quả đo đạc thực nghiệm so với các giá trị phát ra nằm trong khoảng cho phép ($\leq 3\%$), vì vậy có thể kết luận về tình trạng

hoạt động của hệ gia tốc Primus là ổn định và chính xác.

Chuẩn liều cho máy xạ gia tốc thẳng là một công việc cực kỳ quan trọng đảm bảo chính xác liều xạ trị cho bệnh nhân, bất kỳ một sai sót nào dù nhỏ cũng gây ra hậu quả khôn lường. Chính vì vậy công tác chuẩn liều cho máy gia tốc phải được thực hiện thường xuyên, chính xác để đảm bảo chất lượng điều trị cho bệnh nhân.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Mai Trọng Khoa, Trần Đình Hà (2009), “Ứng dụng kỹ thuật xạ trị điều biến liều trong điều trị ung thư tại Bệnh viện Bạch Mai”, Hà Nội
2. Dương Thanh Tài, Trương Thiết Dũng, Đinh Thanh Bình, Nguyễn Văn Hải (2017), “Áp dụng kỹ thuật xạ trị ba chiều theo hình dạng khối u bằng máy gia tốc tuyến tính tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai”, *Tạp chí Khoa học - Đại học Đồng Nai*, 4, tr. 133-143
3. Faiz M. Khan (2014), Khan’s The Physics of Radiation Therapy, LippincottWilliams & Wilkins, Maryland, USA
4. Faiz M. Khan, Bruce J. Gerbi (2007), Treatment Planning in RadiationOncology, Lippincot Williams & Wilkins, USA
5. The American Association of Physicists in Medicine (1999), AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Medical Physics*, 26 (9), 1847-1870

6. International Atomic Energy Agency, Vienna (1997), Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, 2nd Ed., Technical Report Series No. 277

7. International Atomic Energy Agency, Vienna (2000), Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Report Series No. 398

8. International Atomic Energy Agency, Vienna (2005), Implementation of the international code of practice on dosimetry in radiotherapy (TRS 398): Review of testing results, IAEA-TECDOC-1455

**ABSORBED DOSE DETERMINATION FOR HIGH ENERGY PHOTON
OF PRIMUS LINEAR ACCELERATOR USING THE INTERNATIONAL
CODE OF PRACTICE ON DOSIMETRY IN RADIOTHERAPY (TRS 398)
IN DONG NAI GENERAL HOSPITAL**

ABSTRACT

In this study, absorbed dose of the x-ray beams from Primus Siemen M5497 6 MV and 15 MV linear accelerator were measured using International Atomic Energy Agency (IAEA), Technical Reports Series No. 398. Absolute dose measurements were carried out using FC65-P Farmer chamber with DOSE1 electrometer in Blue water phantom based on TRS 398 dosimetry protocols at Dong Nai General Hospital. The results show that the difference between measurement and delivery dose was smaller than 3%. With the results of both 6MV and 15MV photon, it can be seen that the Primus Siemen accelerator at Dong Nai General Hospital is very stable and accurate to ensure the best quality of treatment for patients.

Keywords: Accelerator, TRS 398 dosimetry protocols

(Received: 23/10/2017, Revised: 25/12/2017, Accepted for publication: 28/5/2018)