

## CHƯƠNG 1: GIỚI THIỆU

### 1.1 Bệnh ung thư ở Việt Nam và thế giới

Đối với bệnh ung thư hiện nay ở Việt Nam nói riêng và thế giới nói chung không còn xa lạ đối với mỗi người và căn bệnh đó còn được coi là mối nguy hiểm và nỗi lo ở tất cả mọi độ tuổi. Ung thư được biết là bệnh lý tập hợp các tế bào phát triển bất thường phân chia không được kiểm soát, chúng có khả năng xâm nhập và phá huỷ các mô cơ thể bình thường khi DNA (deoxyribonucleic acid) bị biến đổi gen. Hầu hết, các tế bào trong cơ thể đều được phân chia từng chức năng cụ thể và có thời gian sống cụ thể, khi chúng chết sẽ sản sinh ra tế bào mới để thay thế và tiếp tục vận hành chức năng. Khi tế bào ung thư, chúng bị suy yếu chức năng được phân chia và khi chết không có sự thay thế tế bào mới nên tích tụ lâu dài chúng sử dụng oxy và chất dinh dưỡng của tế bào khác và gen đột biến bị thay đổi do hư hỏng và bị phân chia bất thường dần dần chúng sẽ nhân lên tạo thành một khối u. Thông qua máu di chuyển liên tục trong người bệnh nhân, các tế bào ung thư sẽ bắt đầu lây lan từ vị trí chúng nằm đó đến các cơ quan khác hay còn được gọi là di căn mà mọi người hay gọi hiện nay. Các triệu chứng khi di căn sẽ phụ thuộc vào vị trí khối u, bao gồm sưng hạch bạch huyết (vì nó cứng nên cảm nhận được khi đưa tay lên sờ ở dưới da), gan to, lá lách mở rộng, đau hoặc gãy xương, thần kinh,... Cho nên khi nghi ngờ những triệu chứng nhỏ bệnh nhân nên khám sớm và điều trị kịp thời khi các tế bào ung thư chưa lây sang diện rộng.

Tại Việt Nam tỷ lệ bệnh ung thư ngày càng gia tăng theo mỗi năm, được ghi nhận khoảng 200.000 ca mắc bệnh, số tử vong lên đến 82.000 trường hợp.

Số liệu ca mắc bệnh từ năm 2021 đến tháng 9 năm 2023 được ghi nhận là 7.986 ca, trong đó năm 2021 là 2.074 ca, năm 2022 là 2.929 ca và 9 tháng đầu năm 2023 là 2.983 ca. Tổng số bệnh tử vong là 4.145 ca. [1]

Bệnh ung thư phân bố đa dạng về loại bệnh và tập trung vào nhóm ung thư về đường tiêu hóa, hô hấp, tuyến giáp và phụ khoa. Tỷ lệ bệnh nhân mắc bệnh ung thư đại trực tràng, ung thư giáp có tỷ lệ cao nhất 13,8%, 13,5%; ung thư gan và ung thư vú tỷ lệ 12,2% và

12,4%, cuối cùng là bệnh ung thư phổi chiếm tỷ lệ 10,8%. Đối với ở nam giới mắc bệnh ung thư nhiều nhất là ung thư gan, đại trực tràng, phổi, dạ dày và ở nữ ca bệnh thường gặp là ung thư vú, tuyến giáp, đại trực tràng. [2]

Tại Việt Nam, ung thư phổi là một trong những bệnh lý ác tính có số lượng người mắc phải và tỷ lệ tử vong hàng đầu thường gặp ở cả 2 nam và nữ. Theo thống kê ung thư toàn cầu GLOBOCAN, năm 2020, tại Việt Nam tỉ lệ mắc ung thư phổi xếp thứ 2 với 26.262 ca mắc mới chiếm 14.4%, và 23.797 ca tử vong vì căn bệnh này. Những trường hợp mắc bệnh ung thư mới có xu hướng tăng dần theo độ tuổi, tỷ lệ mắc mới bệnh cao nhất ở độ tuổi từ 60 trở lên, chiếm gần 50% so với các nhóm tuổi còn lại.

## **1.2 Phương pháp điều trị ung thư**

Hiện nay có các phương pháp để điều trị ung thư, trong đó có xạ trị và hoá trị. Hoá trị là sử dụng thuốc hoá trị đưa vào cơ thể bệnh nhân bằng đường uống hoặc đường tiêm. Xạ trị là phương pháp sử dụng loại bức xạ ion hoá có năng lượng cao, thường là tia X để tiêu diệt các tế bào ung thư được khoanh vùng điều trị. Có 2 phương thức xạ trị là xạ trị ngoài: sử dụng máy điều khiển các tia năng lượng cao đi từ bên ngoài cơ thể vào khối u và xạ trị trong: sử dụng các nguồn phóng xạ được đặt trực tiếp vào khối u hoặc gần khối u. Mục đích của việc xạ trị nhằm điều trị ung thư, ức chế khối u, giảm kích thước tế bào ung thư

## **1.3 Sơ lược về máy gia tốc tuyến tính LINAC**

Máy gia tốc tuyến tính ( LINAC ) được xem là máy tạo ra tia X năng lượng cao và các electron trong phạm vi năng lượng siêu điện áp và có thể tùy chỉnh theo hình dạng của khối u. Máy sử dụng 2 nguồn xạ để điều trị: chùm hạt electron trực tiếp và chùm photon được sản sinh ra do chùm điện tử đập vào đối âm cực giống như trong bóng quang tuyến.

Chùm electron mang điện tích âm sử dụng điều trị các khối u trên hoặc gần bề mặt cơ thể. Phương pháp này có độ xuyên sâu vào các mô rất ít và được sử dụng tốt nhất cho ung thư da hoặc các ung thư trên bề mặt cơ thể. Các mức năng lượng electron sẽ sử dụng tùy vào mức độ ung thư và có mức năng lượng như : 5-6-7-8-10-12-14 MeV.

Liều bức xạ được đo bằng thiết bị đo chuyên dụng được gọi là liều kế. Thiết bị này có vai trò quan trọng trong việc đảm bảo đo liều chính xác, tính toán và đánh giá mức phơi nhiễm hằng ngày ở nơi có chiếu xạ.

Hiệu chuẩn là hoạt động sẽ kiểm tra thiết bị ở đó so với 1 giá trị tham chiếu đã cho trước về thông số kỹ thuật, đánh giá sai số và việc này sẽ được kiểm tra thường

xuyên trước khi đem sử dụng. Việc không hiệu chuẩn sẽ gây sai lệch về thông số dẫn đến việc người tiếp xúc không canh được mức năng lượng bức xạ mà mình đã tiếp xúc.

#### **1.4 Mục tiêu**

Hiệu chuẩn chùm tia góp phần quan trọng trong máy linac nói riêng và xạ trị nói chung. Phân tích được vai trò của việc hiệu chuẩn chùm tia electron trong máy gia tốc LINAC. Việc hiệu chuẩn này đóng góp trong việc canh đo được số liệu tiêu chuẩn để chuẩn bị trước khi đưa vào sử dụng.

## CHƯƠNG 2 TỔNG QUAN

### 2.1 Máy gia tốc tuyến tính LINAC

#### 2.1.1 Giới thiệu

Máy gia tốc tuyến tính LINAC là loại thiết bị sử dụng 2 nguồn bức xạ để điều trị:

+ Chùm electron được sử dụng các mức năng lượng như 5-6-7-8-10-12-14 MeV.

Bức xạ không có khả năng đâm xuyên sâu nhưng hệ số truyền năng lượng cao hơn so với photon gamma. Vì độ đâm xuyên thấp nên thường chỉ định điều trị cho các tổn thương nông như ung thư da, ung thư vú. Trong đó  $R_{50}$  là độ sâu trong nước mà liều bằng nửa giá trị cực đại.

+ Nguồn photon có 2 mức năng lượng từ 6 đến 18 MV. Mức năng lượng cho phép điều trị các ung thư nằm sâu trong cơ thể hay khắp cơ thể như não, đầu, cổ, các bộ phận bên trong cơ thể

Máy LINAC đem lại 1 vài ưu điểm như: cung cấp điều trị độ chính xác cao hơn; thích hợp cho các khối u ở những khu vực có cơ quan nhạy cảm với bức xạ; có thể điều chỉnh cho phù hợp với kích thước và hình dạng khối u; giảm thiệt hại cho mô và các cơ quan xung quanh; bệnh nhân không cần nhập viện.

Bên cạnh những ưu điểm máy mang lại thì đi kèm theo đó là những rủi ro và tác dụng phụ như: những thay đổi trong khu vực da được trị liệu như trong vòng 1 đến 2 tuần da có thể bị sưng lên, đỏ, trở nên khô và bong tróc; bệnh nhân sẽ có cảm giác kèm thêm đó thèm ăn là triệu chứng bình thường sau khi bệnh nhân phơi nhiễm bức xạ; Miễn dịch trong cơ thể thấp, dễ chảy máu. Việc này do cơ thể bệnh nhân tiếp xúc với phơi nhiễm bức xạ nên bị ảnh hưởng đến chức năng của tủy xương; Để lại biến chứng như viêm niêm mạc và tiêu chảy, miệng khô, đường tiêu hoá, thần kinh nếu điều trị trên vùng não; Triệu chứng đến chức năng sinh sản, ở nam có thể dẫn đến rối loạn cương dương, ở nữ thay đổi tiết tố.

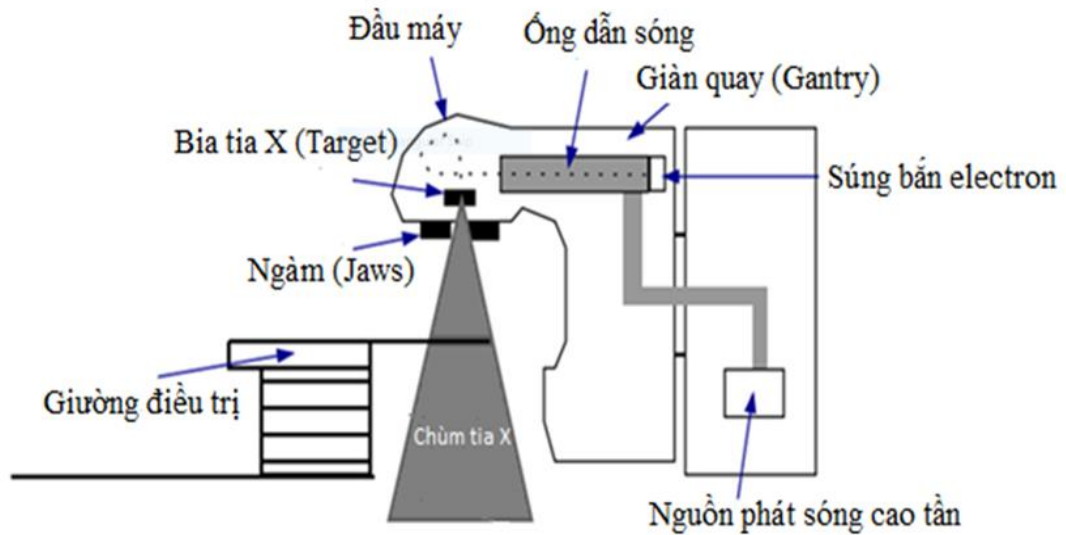
#### 2.1.2 Cấu tạo

Máy được chia thành các phần bao gồm : súng điện tử; ống dẫn sóng cao tần có chân không thấp có electron được gia tốc; vận chuyển chùm tia electron từ ống dẫn sóng gia tốc tới bia; các thành phần phụ trợ gồm bơm chân không, làm lạnh bằng nước, chất điện môi để truyền vi sóng từ bộ phận phát sóng vô tuyến tới ống dẫn sóng; chuẩn trực chùm tia.

Bên cạnh đó còn kèm theo nhiều thiết bị khác như: collimator chuẩn; laser xác định trục quay của máy, trục thẳng đứng, bộ hiển thị chùm tia bằng ánh sáng có thể nhìn thấy được; camera theo dõi, đàm thoại; máy tính điều khiển, màn hình hiển thị thông số; hệ thống tự tắt máy nếu có sự cố, hệ thống che chắn phóng xạ.

### **2.1.3 Nguyên lý hoạt động**

Đầu tiên các electron được sinh ra do bức xạ nhiệt từ súng điện tử. Các electron thành các xung sau đó được phun vào ống gia tốc. Ống gia tốc có dạng cấu trúc dẫn sóng ở đó năng lượng cung cấp ở electron được lấy từ bộ phát sóng siêu cao tần với tần số khoảng 3000 Mhz. Klystron thường được dùng trong máy gia tốc năng lượng cao với năng lượng đỉnh là 5MeV hoặc lớn hơn là gia tốc điện tử. Các electron được phun vào ống dẫn sóng và gặp sóng cao tần gia tốc. Ống dẫn sóng và súng electron được hút chân không sao cho các electron gia tốc có thể chuyển động mà không bị va chạm với nguyên tử khí. Chùm electron được gia tốc có phân kỳ và không chuyển động chính xác theo trục là do lực đẩy Coulomb giữa các electron mang điện tích cùng dấu hay do tác động của điện từ trường ngoài. Vì vậy chùm electron gia tốc phải được điều chỉnh như sau đầu tiên sử dụng 1 điện trường hội tụ đồng trục để hội tụ chùm tia theo quỹ đạo thẳng. Sau đó các cuộn lái tia tạo ra từ trường tác dụng lực lên các electron để dẫn chùm tia đi đúng hướng ống dẫn sóng, từ đó hướng ra ngoài theo đường cong nào đó hoặc được uốn để hướng đến bia tạo tia X. Khi máy gia tốc ở chế độ phát chùm tia thì chùm tia được đưa trực tiếp vào đầu điều trị qua 1 cửa sổ nhỏ. Sau đó được tán xạ trên các lá tán xạ hoặc được 1 từ trường quét ra trên một diện rộng theo yêu cầu của hình dạng, diện tích trường chiếu trong các trường hợp điều trị cụ thể. Chùm tia được tạo hình dạng bằng các bộ lọc phẳng và liều lượng được kiểm soát bằng detector.



**Hình 2.1.3** Nguyên lý hoạt động của máy LINAC

Nếu máy ở chế độ phát tia X thì chùm tia được gia tốc lại và uốn theo một đường cong thiết kế để đập vào bia. Chùm tia có động năng lớn xuyên sâu vào bia và tương tác với các nguyên tử vật chất và bị hãm lại, phát ra tia X năng lượng cao. Phổ năng lượng của tia X phát xạ và suất liều bức xạ phụ thuộc vào mức năng lượng của điện tử, số nguyên tử, độ bề dày và chất liệu của bia. Chùm tia X được phát ra kiểm soát về liều lượng và định dạng phù hợp.

Hiện nay đa số các máy gia tốc xạ trị đều có 2 chế độ phát chùm photon và phát electron. Do đó, máy được chế tạo phù hợp để thay đổi từ chế độ này sang chế độ khác 1 cách linh hoạt. Các thành phần cấu tạo đều được kiểm soát an toàn bằng một chuỗi khoá liên động điện, cơ khí, nhiệt độ, áp suất và kiểm soát chùm bức xạ

**2.2. Sơ lược phương pháp đo chất lượng chùm tia và liều hấp thụ của chùm tia electron theo IAEA TRS-398 [3]**

**Bảng 2.2.1:** Phương pháp đo chất lượng chùm tia và liều hấp thụ của chùm tia

	Chất lượng chùm tia	Liều hấp thụ
Vật liệu phantom	Đối với $R_{50} \geq 4g/cm^2$ sử dụng phantom nước	Đối với $R_{50} \geq 4g/cm^2$ sử dụng phantom nước
	Đối với $R_{50} < 4g/cm^2$ sử dụng phantom nước hoặc nhựa	Đối với $R_{50} < 4g/cm^2$ sử dụng phantom nước hoặc nhựa

Loại buồng ion hoá	Đối với $R_{50} \geq 4 \text{g/cm}^2$ sử dụng buồng mặt phẳng song song hoặc hình trụ Đối với $R_{50} < 4 \text{g/cm}^2$ sử dụng buồng mặt phẳng song song	Đối với $R_{50} \geq 4 \text{g/cm}^2$ sử dụng buồng mặt phẳng song song hoặc hình trụ Đối với $R_{50} < 4 \text{g/cm}^2$ sử dụng buồng mặt phẳng song song
Điểm tham chiếu	Đối với buồng mặt phẳng song song, trên bề mặt bên trong của tâm cửa sổ Đối với buồng hình trụ, trên trục trung tâm tại tâm của thể tích khoang	Đối với buồng mặt phẳng song song, trên bề mặt bên trong của tâm cửa sổ Đối với buồng hình trụ, trên trục trung tâm tại tâm của thể tích khoang
Độ sâu	Đo ở tất cả độ sâu (đo PDD)	$0,6 R_{50} - 0,1 \text{g/cm}^2$
SSD (khoảng cách từ nguồn đến bề mặt)	100cm	100cm
Vị trí của điểm tham chiếu	Đối với buồng mặt phẳng song song thì ở tại điểm quan tâm Đối với buồng hình trụ ở chất lượng chùm tia thì sâu hơn $0,5 r_{\text{cyl}}$ so với điểm quan tâm	Đối với buồng mặt phẳng song song thì ở tại điểm quan tâm Đối với buồng hình trụ ở chất lượng chùm tia thì sâu hơn $0,5 r_{\text{cyl}}$ so với điểm quan tâm
Trường chiếu	$R_{50} \leq 7 \text{g/cm}^2$ ít nhất $10 \times 10 \text{cm}^2$ $R_{50} > 7 \text{g/cm}^2$ cách ít nhất $20 \times 20 \text{cm}^2$	$10 \times 10 \text{cm}^2$ hoặc kích thước được sử dụng để chuẩn hoá hệ số đầu ra, sử dụng kích thước lớn hơn

### 2.2.1. Xác định chất lượng chùm tia $R_{50}$ [3]

$R_{50\text{ion}}$  tại các mức năng lượng khác nhau là độ sâu trong nước mà ở đó số lượng ion ghi nhận bằng 1 nửa so với giá trị cực đại. Độ sâu trong nước mà liều bằng nửa giá trị cực đại của nó là  $R_{50}$ .

Sự phân bố liều theo độ sâu có công thức như sau :

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

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

### 2.2.2. Xác định liều hấp thụ trong nước

$$D_{w,Q} = M_Q \times N_{D,w} \times K_Q \quad (3)$$

Trong đó  $D$  (Gy) là liều hấp thụ,  $M_Q$  (C) là số đọc từ liều kế đã được hiệu chỉnh,  $N_{D,w}$  (Gy/C) là hệ số hiệu chuẩn theo liều kế,  $K_Q$  là hiệu chỉnh chất lượng chùm tia

Các hệ số hiệu chỉnh các yếu tố ảnh hưởng lên phép đo liều hấp thụ trong nước :

Hệ số hiệu chỉnh phân cực ( $k_{\text{pol}}$ ), là hệ số hiệu chỉnh cho hiện tượng bù ion hoá sử dụng điện thế phân cực có tính ngược nhau khi đưa vào vận hành. Đối với các loại buồng, hiệu ứng sẽ không đáng kể với các chùm photon, một ngoại lệ đáng chú ý là buồng cửa sổ rất mỏng được sử dụng cho tia X có năng lượng thấp :

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (4)$$

Hệ số hiệu chỉnh tái tổ hợp ( $k_s$ ) Là hệ số hiệu chỉnh cho hiện tượng cho việc thu nhập điện tích không hoàn toàn trong buồng ion hoá do sự tái hợp của các ion nên phải sử dụng hệ số hiệu chỉnh  $k_s$ . Có 2 hiệu ứng diễn ra là : hiệu ứng của sự tái tổ hợp của các ion được tạo thành bởi các vết hạt ion hoá riêng biệt phụ thuộc vào mật độ với suất liều (gọi là sự tái tổ hợp chung) và hiệu ứng của sự tái tổ hợp của các ion hoá được hình thành bởi 1 vết hạt ion hoá duy nhất (gọi là sự tái tổ hợp ban đầu):

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (5)$$

Hệ số hiệu chỉnh giữa áp suất và nhiệt độ ( $k_{TP}$ ) là hệ số hiệu chỉnh cho hiện tượng bù 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.

$$k_{TP} = \frac{(273,2+T).P_0}{(273,2+T_0).P} \quad (6)$$

Hệ số hiệu chỉnh electrometer là hệ số hiệu chỉnh cho hiện tượng khi buồng ion hoá và điện kế được hiệu chuẩn riêng biệt và từng loại có hệ số hiệu chuẩn do phòng thí nghiệm hiệu chuẩn đưa ra.

## CHƯƠNG 3 THIẾT BỊ VÀ PHƯƠNG PHÁP

### 3.1 Thiết bị



*Hình 3.1.1 Hình ảnh của Phantom nước (PTW- Đức)*



*Hình 3.1.2 Hình ảnh của hệ điều khiển phantom nước*



*Hình 3.1.3 Hình ảnh của detector buồng ion hoá Roos (PTW- Đức)*



*Hình 3.1.4 Hình ảnh của dụng cụ đo áp suất và nhiệt độ (Greisinger-Đức)*



*Hình 3.1.5 Hình ảnh của máy electrometer (PTW- Đức)*

### 3.2 Xác định chất lượng chùm tia

Đầu tiên đặt phantom nước vào dưới gantry của máy tuyến tính LINAC. Tiếp theo xác định tia laser được chiếu từ 4 mặt phantom về đúng vị trí được đánh dấu trên máy; bơm nước vào phantom; điều chỉnh buồng ion hoá sao cho mặt nước không vượt qua bề mặt của buồng ion hoá và nó nằm ngay trên bề mặt chân đế. Khi đó điểm tham chiếu của buồng ion hoá nằm ngay tại mặt nước. Điều chỉnh máy đo liều tất cả về 0. Từ gantry chiếu laser xuống buồng theo đúng SSD 100cm (khoảng cách từ bề mặt tới nguồn) và trường chiếu là 10x10cm. Sau đó gắn dây kết nối buồng ion hoá vào bộ điều khiển trung tâm Central Control Unit (CCU). Tiếp đó ra bàn điều khiển chọn từng năng lượng cần đo là 6MeV- 9MeV-12MeV-15MeV-18MeV và đo PDD (đường liều phần trăm theo độ sâu). Cuối cùng nó sẽ cho ta biểu đồ hiển thị PDD và từ đó suy ra được  $R_{50ion}$  bằng cách xác định độ sâu chỗ đó lượng ion bằng 50% so với lượng ion cực đại.

Từ  $R_{50ion}$  ta xác định được  $R_{50}$  bằng cách áp dụng vào công thức (1) hoặc (2) :

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

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

### 3.3 Xác định liều hấp thụ chùm tia [3]:

Cách thiết lập đo cũng tương tự như chất lượng chùm tia. Riêng độ sâu tham chiếu của phép đo được tính theo công thức :

$$z_{ref} = 0,6 R_{50} - 0,1 \text{ (g/cm}^2) \quad (7)$$

Lấy nhiệt độ, áp suất tại thời điểm đo nên ta sẽ cho ra được hệ số hiệu chỉnh nhiệt độ - áp suất thông qua công thức (6)

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

Trong đó  $k_{TP}$ : hệ số hiệu chỉnh áp suất và nhiệt độ

$P_0$ : áp suất ở điều kiện chuẩn

$T_0$ : nhiệt độ ở điều kiện chuẩn

Phép đo hệ số hiệu chỉnh phân cực ( $k_{pol}$ ) được đo lần lượt ở 2 hiệu điện thế 200V và -200V, mỗi lần chiếu 100 MU. Hệ số được tính theo công thức (4):

$$k_{pol} = \frac{|M+|+|M-|}{2M}$$

Trong đó  $k_{pol}$ : hệ số hiệu chỉnh phân cực

$M$ : hiệu điện thế

Ta chọn  $k_{elec} = 1$  vì điện kế được hiệu chuẩn chung với đầu dò.

Phép đo hệ số hiệu chỉnh tái tổ hợp ( $k_s$ ) được đo lần lượt ở 2 hiệu điện thế: 200V và 50V; mỗi lần chiếu 100MU sẽ ra được hệ số hiệu chỉnh thông qua công thức (5):

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)}$$

Trong đó  $k_s$ : hệ số hiệu chỉnh tái tổ hợp

$V$ : điện áp đo cần hiệu chỉnh

**Liều hấp thụ ở độ sâu thâm chiếu được đo thông qua công thức (3):**

$$D_{w,Q} = M_Q \times N_{D,w} \times K_Q$$

Trong đó  $D$  (Gy) là liều hấp thụ

$M_0$  (C) là thông số liều kế đã được hiệu chỉnh

$N_{D,w}$  (Gy/C) là hệ số hiệu chuẩn theo liều kế

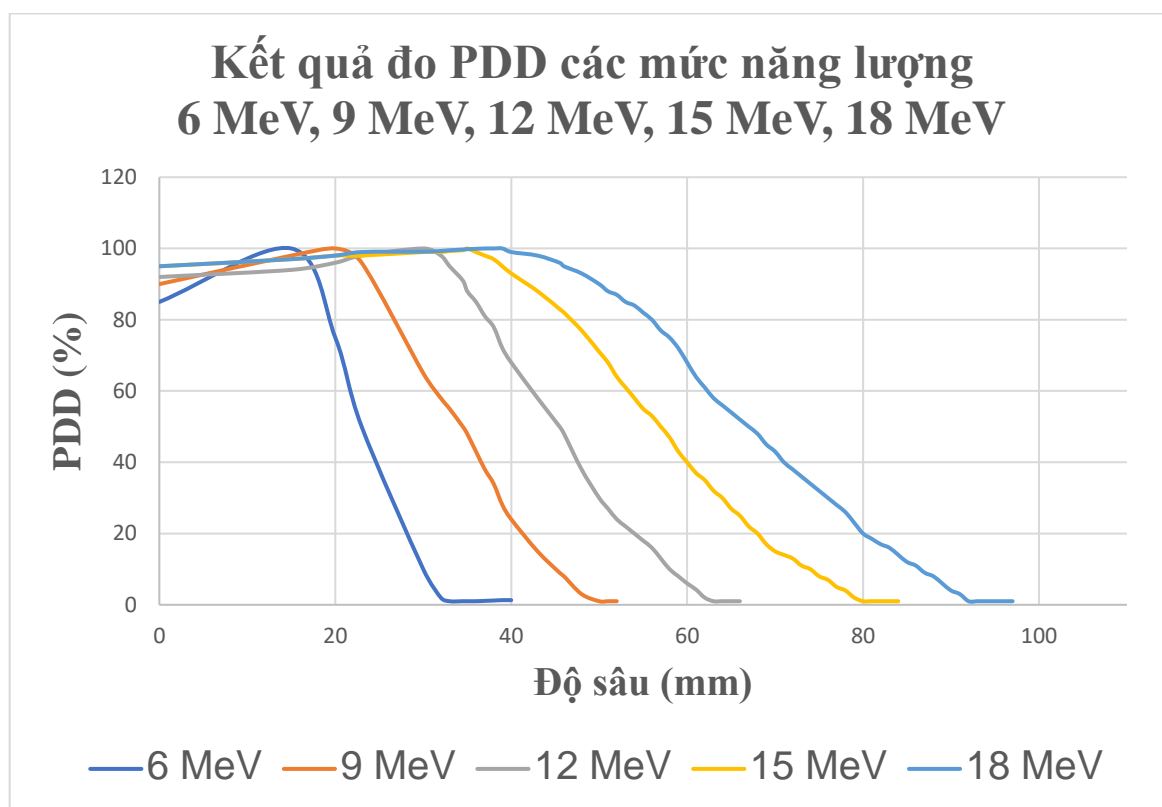
$K_Q$  là hiệu chỉnh chất lượng chùm tia được tra trong IAEA TRS-398 với chất lượng chùm tia tương ứng.

## CHƯƠNG 4 :KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN

### 4.1 Chất lượng chùm tia:

**Bảng 4.1.1:** Kết quả đo  $R_{50ion}$  ở các mức năng lượng đo được

Mức năng lượng	6 MeV	9MeV	12MeV	15MeV	18MeV
$R_{50ion}$ (cm)	2,30	3,45	4,55	5,71	6,70
$R_{50}$ (cm)	2,31	3,49	4,62	5,82	6,83



**Hình 4.1.2** Các biểu đồ hiển thị đường PDD

### 4.2 Liệu hấp thụ chùm tia

**Bảng 4.2.1:** Kết quả đo của độ sâu tham chiếu

Mức năng lượng	6MeV	9MeV	12MeV	15MeV	18MeV
$Z_{ref}(g/cm^2)$	1,28	1,99	2,67	3,39	4,18

**Hệ số hiệu chỉnh giữa áp suất và nhiệt độ**

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

**Bảng 4.2.2:** Kết quả đo của hệ số hiệu chỉnh áp suất và nhiệt độ

T	26.8°C
P	1008,9 hPa=36
k <sub>TP</sub>	1,0276

### Phép đo hệ số hiệu chỉnh phân cực (k<sub>pol</sub>)

**Bảng 4.2.3:** Kết quả đo của hệ số hiệu chỉnh phân cực

Hiệu điện thế	200V	-200V
M <sub>0</sub>	17,34 nC	-17,46 nC
K <sub>pol</sub>	1,0035	

### Phép đo hệ số hiệu chỉnh tái tổ hợp (k<sub>s</sub>)

**Bảng 4.2.4:** Kết quả đo của hiệu chỉnh tái tổ hợp

Hiệu điện thế	200V	50V
M <sub>0</sub>	17,34 nC	17,30 nC
K <sub>s</sub>	1,0002	

### Mức năng lượng ở liều hấp thụ:

Với N<sub>D,w</sub> = 8,399.10<sup>7</sup> Gy/C

**Bảng 4.2.5:** Kết quả đo của các mức năng lượng ở liều hấp thụ

Mức năng lượng	6MeV	9MeV	12MeV	15MeV	18MeV
M <sub>0</sub> (C)	12,49.10 <sup>-9</sup>	13,09.10 <sup>-9</sup>	13,18.10 <sup>-9</sup>	13,14.10 <sup>-9</sup>	13,06.10 <sup>-9</sup>
M <sub>Q</sub> (C)	1,2882.10 <sup>-8</sup>	1,3501.10 <sup>-8</sup>	1,3593.10 <sup>-8</sup>	1,3552.10 <sup>-8</sup>	1,3470.10 <sup>-8</sup>
D (Gy)	1,0167	1,0490	1,0446	1,0305	1,0170

### 4.3 Bàn luận:

Thông qua biểu đồ PDD đo được, ta có các kết quả R<sub>50ion</sub> tại các mức năng lượng khác nhau, là khoảng cách mà ở đó số lượng ion ghi nhận bằng 1 nửa so với giá trị cực

đại. Vì vậy theo từng mức năng lượng đã đo sẽ cho ra mỗi  $R_{50ion}$  khác nhau. Khi mức năng lượng càng cao thì  $R_{50ion}$  càng tăng.

Trong Chương 2 ta đã biết đường PDD đo được thực chất không phải là liều phần trăm độ sâu mà là số lượng ion phần trăm độ sâu.

Đối với các mức độ năng lượng 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV, 18MeV thì cho ta biết được năng lượng càng đi lên thì liều cũng sẽ tăng theo. Về tính ổn định thì sẽ có nhiều yếu tố gây ra ảnh hưởng như theo thời gian hoạt động của máy, độ lệch về trường chiếu hay độ sâu, độ cân bằng của buồng ion hoá, thiết lập đo chưa được chính xác như buồng ion hoá chưa được đặt đúng vị trí cân bằng sẽ dẫn đến việc sai số khi bắt đầu đo; trường chiếu và độ sâu phải đúng trong mức cho phép và nếu không chính xác khi đo sẽ dẫn đến số đo sai và không thể điều trị lên bệnh nhân, đối với độ ổn định của máy cần phải được kiểm tra thường xuyên vì để đảm bảo được các mức năng lượng cần đo nằm trong giới hạn cho phép, nếu không kiểm tra thường thì các mức năng lượng sẽ di chuyển gây ra số đo được không nằm trong giới hạn cho phép được yêu cầu trước khi điều trị bệnh nhân [5]

Trên cùng 1 hãng máy Elekta Precise, đã có một bài báo cáo khác đã đo và kiểm tra các số liệu ở cùng mức năng lượng, trường chiếu  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100cm thì kết quả các số liệu đo được ở độ sâu  $R_{50}$  trong bài báo cáo đó cũng đã cho kết quả tương tự như các kết quả đã đo ở trong bài này và số liệu chênh lệch với nhau khoảng cách đáng kể như ở mức năng lượng thấp nhất 6MeV lệch 0,19 cm và cao nhất 18MeV lệch 0,37 cm.[6]

Để đảm bảo tính ổn định của máy nên cần phải đo các số liệu thường xuyên tốt nhất là mỗi ngày để máy hoạt động tốt nhất và an toàn nhất trong việc điều trị cho bệnh nhân. Trong quá trình kiểm tra, cơ sở trước đó không có số liệu cụ thể đã đo nên không thể so sánh được các số liệu đang đo nên không kết luận được độ ổn định. [7]

## CHƯƠNG 5 KẾT LUẬN

Qua quá trình hiệu chuẩn chùm tia trên các mức năng lượng khác nhau, tiến hành phép đo, đánh giá số liệu, thu được kết quả như sau :

- Xác định được chất lượng chùm tia của chùm electron
- Xác định được liều hấp thụ tại điều kiện tham chiếu của chùm electron

Từ kết quả thu được ta thấy việc kiểm tra chất lượng và hiệu chuẩn chùm tia góp phần quan trọng trong máy LINAC nói riêng và xạ trị nói chung. Việc hiệu chuẩn này đóng góp trong việc canh đo được số liệu tiêu chuẩn để chuẩn bị trước khi đưa vào sử dụng và luôn đem lại hiệu quả tốt nhất cho bệnh nhân xạ trị ung thư. Hạn chế được sai sót, không đúng theo quy định trước khi đưa máy vào hoạt động.

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Trung tâm Kiểm soát bệnh tật tỉnh Đồng Nai ( 24.11.2023)  
*<http://dongnaicdc.vn/benh-ung-thu-dang-co-xu-huong-gia-tang>*
2. Bộ Thông tin và Truyền thông (10.09.2023) *Hơn 90% Người bị ung thư phổi do thuốc lá* <https://mic.gov.vn/hon-90-nguoi-bi-ung-thu-phoi-la-do-thuoc-la-197160489.htm>
3. International Atomic Energy Agency, Vienna 2000 *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiography*
4. Annual International Conference on Information and Sciences (2020) *Electron Beam Profile Assessment of Liner Accelerator Using Startrack Quality Assurance Device*
5. Edyta Kądziołka, Medical Physics Department of the Holycross Cancer Centre, 3 Artwińskiego Str., 25-734 Kielce, Poland (2006) *Information about the first Elekta Precise accelerator installed in Poland*
6. Singh, S.P. Kulshreshtha, A Srivatava, A.K & Srivastava, S . K (2022). *Dosimetry of absolute dose to water from elekta synergy platform liner accelerator using clinical electron beam*