MỤC LỤC

CHƯƠNG 1: MỞ ĐẦU1
CHƯƠNG 2: ĐỔI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU2
2.1. So sánh đánh giá phân bố liều trong kỹ thuật lập kế hoạch xạ trị 3D-CRT và điều biến cường độ
JO-IMRT cho bệnh nhân ung thư vòm tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai2
2.2. Mô phỏng máy gia tốc tuyến tính và tính toán phân bố liều cho kỹ thuật xạ trị điều biến cường
độ JO-IMRT bằng chương trình EGSnrc2
2.2.1. Xác định các thông số electron đập vào bia2
2.2.2. Mô phỏng máy gia tốc bằng chương trình BEAMnrc3
2.2.3. Tính toán phân bố liều trong phantom nước bằng chương trình DOSXYZnrc5
2.2.4. Tính phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT5
2.3 Bố trí thực nghiệm7
2.3.1. Khảo sát các thông số đặc trưng bằng phantom nước7
2.3.2 Phép đo liều điểm với buồng ion hóa FC65-P7
2.3.3. Phép đo liều phân bố với MapCHECK2 và Octvavius 4D
2.4. Phương pháp đánh giá phân bố liều bằng chỉ số Gamma9
CHƯƠNG 3: KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN11
3.1. Kết quả 1: So sánh hai kế hoạch 3D-CRT và JO-IMRT11
3.2. Kết quả 2: Đánh giá phân bố liều JO-IMRT bằng thực nghiệm12
3.2.1. Kết quả đo liều điểm bằng buồng ion hóa12
3.2.2. Kết quả đo bằng ma trận các đầu dò12
3.3. Kết quả 3: Đánh giá phân bố liều JO-IMRT bằng Monte Carlo
3.3.1. Thông số electron đập vào bia13
3.3.2. Mô phỏng đầu máy gia tốc Primus M5497 theo phương pháp thông thường14
3.3.2.1. Đường phần trăm liều theo theo độ sâu (PDD)14
3.3.2.2. Đường phân bố liều theo phương ngang tại 4 độ sâu 1,5 cm, 5 cm, 10 cm và 20 cm . 16
3.3.3. Tính phân bố liều bằng phương pháp mô phỏng Monte Carlo với phần mềm EGSnrc 17
3.3.3.1. Tính toán liều trên phantom đồng nhất17
3.3.3.2. Phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT17
CHƯƠNG 4: KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỀN21
DANH MỤC CÔNG TRÌNH CÔNG BÓ CỦA TÁC GIẢ22
TÀI LIỆU THAM KHẢO24

CHƯƠNG 1: MỞ ĐẦU

Xa trị điều biến cường độ (Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT) là một kỹ thuật tiên tiến trong xạ trị. Nguyên tắc của kỹ thuật IMRT là chiếu bệnh nhân bằng rất nhiều chùm tia nhỏ (gọi là các trường chiếu nhỏ, segment hay beamlet) có cường đô khác nhau, nhằm tao nên môt phân bố liều hấp thụ phù hợp tốt hơn cho những khối u có hình dạng phức tạp [31]. Để tạo ra các chùm tia nhỏ cho kỹ thuật IMRT, người ta thường dùng một bộ phận che chắn bức xạ bổ sung cho máy gia tốc; đó là các tấm chuẩn trực nhiều lá (Multileaf collimator, MLC). Kỹ thuật IMRT thực hiện trên máy gia tốc có MLC được gọi là MLC-IMRT. Với các nước đang phát triển, trong đó có Việt Nam, việc áp dụng kỹ thuật IMRT với MLC là không dễ dàng. Các khó khăn bao gồm vốn đầu tư, việc nắm vững một kỹ thuật điều trị phức tạp và việc bảo đảm chất lượng cho thiết bị. Các MLC thường bị hư hỏng và cần được bảo dưỡng đặc biệt để vận hành tron tru [1, 2]. Hơn nữa, MLC không phải là thiết bị tiên quyết cho việc thực hiện kế hoạch IMRT [24]. Hiệu quả của IMRT chủ yếu là nhờ sử dụng các trường chiếu điều biến cường độ và sử dụng các thuật toán tối ưu trên máy tính; MLC chỉ đơn thuần là một công cụ góp phần cho cấp liều điều biến cường đô trở nên hiêu quả hơn [32]. Xuất phát từ thực tế đó, đã có nhiều công trình nghiên cứu khả năng thực hiện IMRT chỉ bằng hệ thống các ngàm chuyển động độc lập được trang bị sẵn của máy gia tốc (Jaw – Only, JO) [12, 14, 20-22]. Kỹ thuật IMRT thực hiện trên máy gia tốc với các ngàm chuyển động độc lập được gọi là JO-IMRT [22]. Kỹ thuật JO-IMRT đã được tích hợp trên phần mềm lập kế hoạch Prowess Panther, Prowess Inc, Mỹ. Do kỹ thuật JO-IMRT còn khá mới mẻ và được áp dụng không phổ biến, những đánh giá về kỹ thuật này còn khá ít ỏi. Điều này hoàn toàn khác với kỹ thuật MLC-IMRT, vốn được áp dụng rộng rãi tại các nước tiên tiến. Đặc biệt, việc đánh giá độ chính xác và hiệu quả điều trị của kỹ thuật JO-IMRT là một nhiệm vụ thực tiễn và cấp thiết. Đây là hướng nghiên cứu mà chưa có một công trình khoa học trong nước và quốc tế nào được công bố cho đến thời điểm này. Do đó, muc đích của luân án là nghiên cứu sử dung các công cu mô phỏng và thực nghiệm để đánh giá độ chính xác của phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT được tính toán trên hệ thống phần mềm lập kế hoạch Prowess Panther.

Để đạt được mục tiêu mà luận án đặt ra, chúng tôi lần lượt thực hiện các bước như sau:

Bước 1: Chúng tôi so sánh phân bố liều giữa kỹ thuật lập kế hoạch xạ trị 3D-CRT và điều biến cường độ JO-IMRT cho bệnh nhân ung thư vòm tại Bệnh viện bằng việc sử dụng các thông số đánh giá kế hoạch phù hợp như: phân bố liều trên từng lát cắt, biểu đồ liều lượng thể tích (Dose-volume histogram, DVH), chỉ số tương quan liều (Conformity index, CI), chỉ số đồng nhất (Homogeneity index, HI).

Bước 2: Các kế hoạch JO-IMRT sẽ được kiểm tra độ chính xác về liều lượng (Quality Assurance, QA) trước khi điều trị bằng cách đo liều điểm (point measurement) dùng buồng ion hóa FC65-P của hãng IBA và đo liều phân bố dùng ma trận các đầu dò Mapcheck2 của hãng Sunnuclear và Octavius 4D của hãng PTW.

Bước 3: Tính phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT bằng phương pháp mô phỏng Monte Carlo.

Ý nghĩa khoa học của luận án: Nghiên cứu này là tập hợp những khảo sát chi tiết và đầy đủ về độ chính xác liều lượng của kỹ thuật JO-IMRT. Nghiên cứu này đã áp dụng các phương pháp và phương tiện khoa học thực nghiệm và lý thuyết mà độ chính xác đã được kiểm nghiệm và đang được áp dụng rộng rãi trên thế giới. Các kết quả thu được đã được công bố trên những tạp chí khoa học chuyên ngành có uy tín quốc tế. Từ đó, Luận án đề xuất một qui trình giúp kiểm tra, đánh giá chất lượng kế hoạch JO-IMRT trên phần mềm lập kế hoạch xạ trị Prowess Panther.

CHƯƠNG 2: ĐỔI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. So sánh đánh giá phân bố liều trong kỹ thuật lập kế hoạch xạ trị 3D-CRT và điều biến cường độ JO-IMRT cho bệnh nhân ung thư vòm tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai

Sau khi kế hoạch xạ trị được lập xong, Bác sĩ và Kỹ sư vật lý sẽ làm việc cùng nhau để đánh giá kế hoạch này một cách cẩn thận. Công việc chính của việc đánh giá kế hoạch là xác định chính xác liều tới khối u và liều giới hạn tới các cơ quan lành. Hiện nay người ta thường dùng hai cách để đánh giá một kế hoạch xạ trị như:

- Dựa vào phân bố liều trên từng lát cắt.
- Và dựa trên biểu đồ liều lượng thể tích (Dose volume histogram, DVH).

Tuy nhiên, việc đánh giá kế hoạch xạ trị như vậy là chưa đủ bởi vì phân bố liều trên từng lát cắt và DVH không chứa thông tin không gian, không xem xét đến giải phẫu bệnh nhân, không cho thấy được sự tương quan giữa khối u và các mô lành [15, 25, 26]. Do đó, một số các chỉ số được đề xuất để bổ sung cho việc đánh giá kế hoạch một cách triệt để như: chỉ số phù hợp (CI) dùng để xác định xem liều chỉ định có phủ hết thể tích PTV không và chỉ số đồng nhất (HI) dùng để đánh giá độ đồng nhất liều trong thể tích PTV và chỉ số gamma (gamma index) ... [6, 9, 30].

2.2. Mô phỏng máy gia tốc tuyến tính và tính toán phân bố liều cho kỹ thuật xạ trị điều biến cường độ JO-IMRT bằng chương trình EGSnrc

2.2.1. Xác định các thông số electron đập vào bia

Để mô phỏng máy gia tốc có độ chính xác cao bằng phương pháp mô phỏng MC thì các thông số của electron đập vào bia cần phải được khai báo một cách chính xác [5, 18, 27]. Thông thường, các thông số này không thể đo được trực tiếp bằng thực nghiệm. Quy trình tổng quan về các bước tiến hành để xác định các thông số electron được thể hiện trong Hình 2.1. Đầu tiên, giả sử năng lượng đập vào bia là đơn năng, có giá trị thay đổi từ 5,7 - 6,2 MeV (bước nhảy 0,1 MeV). Sử dụng nguồn số 0 trong thư viện của nguồn, mô phỏng đầu máy gia tốc bằng phần mềm BEAMnrc. Sau đó, phân bố liều theo độ sâu (PDD) tính được từ phần mềm DOSXYZnrc sẽ được so sánh với thực nghiệm để tìm được năng lượng trung bình phù hợp. Giá trị năng lượng phù hợp là giá trị mà tại đó PDD mô phỏng khớp với thực nghiệm nhất. Cuối cùng, sử dụng nguồn số 19 ứng với năng lượng trung bình được xác định ở bước trên để tìm giá trị FWHM phù hợp.



Hình 2.1: Quy trình tiến hành [5].

2.2.2. Mô phỏng máy gia tốc bằng chương trình BEAMnrc

Sử dụng chương trình BEAMnrc để mô phỏng cho chùm photon ở mức 6 MV của hệ. Với kích thước trường chiếu là 10×10 cm² và khoảng cách từ nguồn đến mặt phẳng phantom SSD = 100 cm. Tất cả các vật liệu và kích thước của hệ máy gia tốc được cung cấp từ nhà sản xuất. Tất cả các thành phần cần thiết trong đầu máy gia được mô phỏng bởi chương trình BEAMnrc bằng cách thiết lập một số thành phần riêng lẻ gọi là mô-đun (component module, CM), vuông góc với hướng chiếu của chùm tia. Cấu tạo máy gia tốc tại Bệnh viện gồm 9 thành phần, mỗi thành phần được mô tả bởi một CM trong BEAMnrc như sau (Hình 2.2).

1. Cửa thoát (exit window) gồm 2 lớp Titan (Ti) dày 0,005 cm và một lớp nước dày 0,066 cm ở giữa. Cửa sổ thoát chân không có vị trí bắt đầu tại -0,424 cm. Được khai báo là CM: SLABS.

2. Bia (target) gồm 8 lớp theo thứ tự không khí dày 0,112 cm, vonfram (W) dày 0,064 cm, hợp kim đồng thau của vàng (81.5%), đồng (16.5%) và nicken (2%) (Nicoro) dày 0,015 cm, đồng (Cu) dày 0,165 cm, Nicoro dày 0,005 cm, thép không rỉ dày 0,102 cm, than chì dày 1,016 cm, thép không rỉ dày 0,004 cm. CM: FLATFILT.

3. Bộ lọc phẳng (flattening filter) được khai báo CM: FLATFILT.

 4. Buồng ion hóa (ionization chamber) gồm 3 lớp: gốm (Al₂O₃) dày 0,152 cm xen kẽ với 2 lớp Nitơ (N₂) dày 0,184 cm. CM: CHAMBER.

5. Gương (mirror) cấu tạo bởi SiO₂ 0,209 cm. CM: MIRROR.

6. Ngàm theo trục Y (JAWY) làm bằng vonfram, độ mở theo trục y thay đổi được để tạo kích thước trường 10×10 cm² trên bề mặt Phantom, dày 7,620 cm. CM: JAWS.





7. Ngàm theo trục X (JAWX) làm bằng vonfram, độ mở theo trục x thay đổi được để tạo kích thước trường 10×10 cm² trên bề mặt phantom, dày 7,620 cm. CM: JAWS.

- 8. Tấm mica (RECTICLE tray) làm bằng mica dày 0,663 cm. CM: SLABS.
- 9. Lớp không khí dày 56,805 cm. CM: SLABS.

Các thông số mô phỏng như AE = ECUT = 0,700 MeV, AP = PCUT = 0,010 MeV được áp dụng như các nghiên cứu trước [7]. Số lịch sử N = 10^8 hạt electron được mô phỏng và tiến hành chạy trên bộ vi xử lý 2400 của Intel (R) Core i5. Mô tả chính xác nguồn electron đập vào bia là một yêu cầu cần thiết để mô phỏng chính xác máy gia tốc. Trong nghiên cứu này, chúng tôi sử dụng nguồn số 19 trong thư viện nguồn [4]. Các thông số của nguồn số 19 được công bố trong công trình trước đó [8].

Đầu ra của quá trình chạy BEAMnrc để mô phỏng máy gia tốc tuyến tính là file không gian pha, có chứa đầy đủ các thông tin của các quá trình chuyển động của hạt như năng lượng, vị trí, góc tới, hướng chuyển động,... File không gian pha được ghi nhận tại CM thứ 9 với khoảng cách SSD = 100 cm tính từ nguồn chiếu. Ta có thể sử dụng file không gian pha để phân tích chùm tia cũng như là nguồn đầu vào cho quá trình tính toán phân bố liều trong phantom.

2.2.3. Tính toán phân bố liều trong phantom nước bằng chương trình DOSXYZnrc

Chương trình DOSXYZnrc đã được sử dụng để tính toán phân bố liều cho phantom nước ($50 \times 50 \times 30 \text{ cm}^3$). Khai báo nguồn ở đây là nguồn 2 trong thư viện của DOSXYZnrc. Nguồn 2 dùng file không gian pha (*.egsphsp1) được tạo ra từ quá trình chạy BEAMnrc. Nguồn tới từ phía trước theo phương z và nằm trên mặt phantom. Phantom được chia thành $3 \times 31 \times 66$ voxels, được trình bày trong Hình 2.3. Phantom nước được đặt tại vị trí sao cho khoảng cách từ nguồn chiếu đến bề mặt phantom là SSD = 100 cm. Các electron và photon có năng lượng tối thiểu (ECUT, PCUT) đã được thiết lập là 0,700 MeV và 0,010 MeV tương ứng. Các số liệu mô phỏng về phân bố liều trong phantom nước từ quá trình chạy DOSXYZnrc được tiến hành phân tích và đánh giá độ sai biệt với thực nghiệm dựa vào sai số tương đối và chỉ số Gamma được tính bằng code MATLAB.



Hình 2.3: Khai báo phantom cho DOSXYZnrc.

2.2.4. Tính phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT

Phần mềm DOSCTP

DOSCTP [7] là một giao diện đồ họa người dùng (graphical user interface, GUI) được viết bằng MATLAB lấy DOSXYZnrc làm nền tảng để tính phân bố liều xạ trị bằng phương pháp MC. Giao diện như trong Hình 2.4. Ưu điểm của phần mềm này là có giao diện sử dụng thân thiện mà không cần phải sử dụng các câu lệnh phức tạp để chạy chương trình đọc ảnh CT (Ctcreate) và tích hợp nhiều tính năng mà DOSXYZnrc không có như: cộng các file *.3ddose, hiển thị và phân tích các phân bố liều,...[7, 8].

Phần mềm DOSCTP được sử dụng trong nghiên cứu của chúng tôi để tính lại phân bố liều cho 15 kế hoạch JO-IMRT của bệnh nhân ung thư vòm.



Hình 2.4: Giao diện đồ họa người dùng của phần mềm DOSCTP [8].

> Tính phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT bằng phần mềm DOSCTP

Mỗi kế hoạch JO-IMRT sử dụng 7 trường chiếu (beam) và mỗi trường chiếu gồm có 7 phân đoạn trường chiếu (segment).

Quy trình tính liều được trình bày như trong Hình 2.5. Đầu tiên, các segment của kế hoạch JO-IMRT được mô phỏng lại bằng phần mềm BEAMnrc. Sau đó, các file không gian pha và hình ảnh CT của bệnh nhân được sử dụng để khai báo cho phần mềm DOSCTP để bắt đầu quá trình tính liều.



Hình 2.5: Quy trình tính liều cho JO-IMRT bằng DOSCTP.

2.3 Bố trí thực nghiệm

2.3.1. Khảo sát các thông số đặc trưng bằng phantom nước

Các số liệu thực nghiệm đặc trưng gồm phần đường trăm liều theo độ sâu (PDD), đường phân bố liều theo phương ngang (OCR) tại các độ sâu 1,5 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm thu được trên hệ máy gia tốc tuyến tính Siemens Primus M5497. Hệ đo được thiết lập như Hình 2.6 gồm: hai buồng ion hóa CC13 (IBA Dosimetry, Đức), một cái được đặt trong phantom nước và cái còn lại để ở trên không khí. Đầu dò được đặt trong phantom có thể di chuyển tới mọi vị trí trong phantom. Các đầu dò này được điều khiển bởi hệ thống phần mềm điều khiển Omni Pro-Accept V7.4c (IBA Dosimetry, Đức) thông qua khối CU500E (IBA Dosimetry, Đức), có nhiệm vụ cung cấp điện áp ±300 V cho hai đầu dò, điều khiển đầu đo đến đúng vị trí cần đo.



Hình 2.6: Hệ đo thực nghiệm (hình trái) và sơ đồ kết nối (hình phải).

2.3.2 Phép đo liều điểm với buồng ion hóa FC65-P

Trong phép đo này, chúng tôi sử dụng phantom chuyên dụng cho trường hợp ung thư đầu cổ. Phantom này làm bằng vật liệu tương đương mô (PMMA) hình tròn đường kính 17 cm gồm 2 miếng dày 5 cm và 6 miếng dày 1 cm, có các hốc để đặt đầu dò. Đầu dò sử dụng trong nghiên cứu này là buồng ion hóa FC65-P của hãng IBA có chiều dài 23,1 mm và bán kính 3,1 mm [10]. Quy trình đảm bảo chất lượng của kế hoạch được thực hiện theo các bước như trong Hình 2.7.



Hình 2.7: Quy trình kiểm tra kế hoạch sử dụng buồng ion hóa.

2.3.3. Phép do liều phân bố với MapCHECK2 và Octvavius 4D

MapCHECK2 là thiết bị QA cho IMRT, đo phân bố liều 2 chiều bằng việc sử dụng 1527 đầu dò bán dẫn, mỗi đầu dò có tiết diện 0,64 mm² và thể tích 0,019 mm³. Octvavius 4D cũng là một thiết bị để QA cho IMRT nhưng thiết bị này đo được phân bố liều 3 chiều bằng việc sử dụng các thuật toán tái tạo trong không gian. Thiết bị này gồm 1045 đầu dò loại buồng ion hóa, mỗi đầu dò có thể tích 0,06 cm³ (4,4 mm x 4,4 mm x 3 mm), được bố trí xung quanh trên bề mặt của hình trụ có đường kính 46,5 cm, chiều dài 30 cm [29, 33].



Hình 2.8: Quy trình thực hiện kiểm tra kế hoạch IMRT.

Hình 2.8 là quy trình thực hiện kiểm tra kế hoạch IMRT với MapCHECK 2 và Octavius 4D (Hình 2.9). Đầu tiên, các thiết bị MapCHECK2, Octavius 4D sẽ được chụp ảnh CT. Những hình ảnh này được chuyển vào phần mềm Prowess Panther để tạo kế hoạch QA. Sau đó, tiến hành phát tia và sử dụng phần mềm SNC Patient (MapCHECK2), Verisoft 7.0 (Octavius 4D) đi kèm thiết bị này để ghi nhận liều đo được và tính chỉ số Gamma. Chi tiết về chỉ số Gamma sẽ được trình bày trong Mục 2.4.



Hình 2.9: Thiết bị MapCHECK2 (trái) và Octavius 4D 1500 (phải).

2.4. Phương pháp đánh giá phân bố liều bằng chỉ số Gamma

Chỉ số Gamma đã được đề xuất bởi D. A. Low và các cộng sự được bổ sung vào năm 1998 và được minh họa trong Hình 2.10 và tính theo công thức [16, 17]:

$$\gamma = \min \left\{ \Gamma(r_m, r_c) \right\} \forall \left\{ r_c \right\}, \text{ néu} \gamma \leq 1 \text{ (dạt), } \gamma > 1 \text{ (không dạt)}$$

Trong đó:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}, \qquad \begin{cases} r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|, \\ \delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m), \end{cases}$$

D_c là liều tính toán;

D_m là liều đo đạc;

 ΔD_M là sai biệt giữa liều tính toán với liều đo đạc;

 Δd_M là sai biệt khoảng cách giữa điểm liều tính toán và điểm liều đo đạc;

 r_m là vị trí của điểm đo đạc;

 r_c là vị trí của điểm tính toán ứng với điểm đo đạc;

Tỷ lệ đạt = [(Số điểm có giá trị $\gamma \le 1$) / (Tổng số điểm đo)] × 100 (%);

Tiêu chuẩn đánh giá kế hoạch: Tỷ lệ đạt \geq 95% với các thông số $\Delta D_M = 3\%$, $\Delta d_M = 3$ mm (AAPM) [30].



Hình 2.10: Minh hoạ chỉ số Gamma 1 chiều (a) và 2 chiều (b) [16].

Sử dụng sai số tương đối về liều (ΔD) là phương pháp đơn giản nhất để đánh giá kết quả thu được từ mô phỏng và thực nghiệm. Phương pháp này tương đối phù hợp cho những vùng có độ biến thiên liều thấp nhưng lại không phù hợp cho những vùng có độ biến thiên liều cao bởi vì chỉ cần một biến đổi nhỏ về mặt không gian (Δd) trong vùng này cũng có thể dẫn đến thay đổi rất lớn về liều. Sử dụng chỉ số Gamma [16, 17] là một phương pháp đánh giá mới kết hợp cả sai khác về liều và sai khác về không gian được đưa ra trong những nghiên cứu gần đây [11, 28].

Trong nghiên cứu này, chúng tôi áp dụng chỉ số này để đánh giá kết quả mô phỏng bao gồm phân bố liều trên từng lát cắt (iso doseline), theo độ sâu (PDD) và theo phương ngang (OCR),...



Hình 2.12: Chỉ số Gamma từ phần mềm ScanDoseMatch.

Để so sánh PDD và OCR giữa mô phỏng và thực nghiệm trong trường hợp mô phỏng cho phantom nước, chúng tôi sử dụng phần mềm ScanDoseMatch. Đây là một phần mềm miễn phí, dễ dàng sử dụng (Hình 2.12). Trong trường hợp mô phỏng phân bố liều trên hình ảnh CT của bệnh nhân, chúng tôi sử dụng phần mềm Verisoft của hãng PTW. Quy trình xử lý như trong Hình 2.13.



Hình 2.13: Quy trình xử lý số liệu bằng phần mềm Verisoft.

Các bước chi tiết để thực hiện so sánh mô phỏng và TPS phần mềm PTW-VeriSoft:

- Bước 1: Chuyển đổi file *.3ddose từ EGSnrc sang file RD.DCM (chứa thông tin về liều)
 bằng phần mềm CERR (computational environment for radiotherapy research).
- Bước 2: Xuất 2 file RD.DCM (chứa thông tin về liều) và RS.DCM (chứa thông tin về các cấu trúc, có từ phần mềm Prowess Panther)
- Bước 3: Nhập các file RD.DCM và RS.DCM vào phần mềm Verisoft và tiến hành xử lý.

CHƯƠNG 3- KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN

3.1. Kết quả 1: So sánh hai kế hoạch 3D-CRT và JO-IMRT

Trong nghiên cứu này, có 25 bệnh nhân ung thư vòm được khảo sát. Kết quả được trình bày trong Bảng 3.1 và Bảng 3.2. Liều trung bình tới tuyến mang tai đối với hai kỹ thuật 3D-CRT và JO-IMRT lần lượt là: 56,7±0,7 (Gy) và 26,8±0,3 (Gy). Sự sai khác này đặc biệt có ý nghĩa (p<0,05). Đây là ưu điểm vượt trội của kỹ thuật JO-IMRT vì nếu bệnh nhân xạ trị bằng kỹ thuật 3D-CRT thì liều xạ tại tuyến này có thể lên tới 60-70 Gy, gây ra tổn thương không hồi phục và biểu hiện là khô miệng, mất cảm giác ngon miệng, ăn uống khó làm ảnh hưởng rất lớn đến chất lượng cuộc sống của người bệnh [2, 3]. Trong khi thực hiện bằng kỹ thuật JO-IMRT thì tuyến này chỉ còn phải nhận liều bức xạ ở dưới ngưỡng chịu đựng bình thường (trung bình từ 30-40 Gy).

Vùng thể tích	Liều hấp thụ (Gy)		n-value
	3D-CRT	JO-IMRT	p-value
PTV1	$71,72 \pm 0,80$	$72,59 \pm 0,56$	>0,05
PTV2	61,98 ± 1,65	62,83 ± 2,40	>0,05
Tủy sống	43,78 ± 1,01	41,81 ± 2,28	>0,05
Thân não	$44,62 \pm 4,01$	$46,13 \pm 2,74$	>0,05
Tuyến mang tai phải	56,75 ± 7,23	27,84 ± 3,29	<0,05
Tuyến mang tai trái	56,96 ± 6,15	27,23 ± 3,85	<0,05

Bảng 3.1: So sánh liều hấp thụ giữa 3D-CRT và JO-IMRT cho 25 bệnh nhân

Bảng 3.2: So sánh	chỉ số giữa kế hoạch	n 3D-CRT và JO-IMRT	cho 25 bệnh nhân

Các chỉ số	3D-CRT	JO-IMRT	p-value
Chỉ số đồng nhất HI	$0,15 \pm 0,05$	$0,13 \pm 0,02$	>0,05
Chỉ số tương quan CI	0,73 ± 0.10	$0,83 \pm 0,05$	<0,05
Chỉ số độ dốc GI	1,06 ± 0,03	$1,38 \pm 0,16$	<0,05
Chỉ số MU	280,956 ± 47,74	637,836 ± 140,88	<0,05

Từ bảng 3.2 ta thấy giá trị HI cho 2 kế hoạch 3D-CRT là $0,15\pm0,05$ và JO-IMRT là $0,13\pm0,02$. Sự sai khác này không có ý nghĩa thống kê (p> 0,05). Điều này có nghĩa là kỹ thuật 3D-CRT cũng có thể tạo ra được phân bố liều đồng nhất tương đương với kỹ thuật JO-IMRT. Chỉ số CI để đánh giá xem liều chỉ định có bao phủ hết khối u và tránh được các cơ quan lành hay không. Kết quả cho thấy kế hoạch JO-IMRT bao sát khối u và tránh được cơ quan lành tốt hơn kế hoạch 3D-CRT (<0,05). Tuy nhiên, kế hoạch JO-IMRT có dộ dốc liều và chỉ số MU lớn hơn nhiều so với kế hoạch 3D-CRT.

3.2. Kết quả 2: Đánh giá phân bố liều JO-IMRT bằng thực nghiệm



3.2.1. Kết quả đo liều điểm bằng buồng ion hóa

Hình 3.1: Phần trăm sai khác giữa tính toán và đo đạc sử dụng buồng ion hóa.

Hình 3.1 là kết quả sai khác giữa liều tính toán và liều đo sử dụng buồng ion hóa. Dựa trên hình này ta thấy các điểm đo có sai số nằm trong giới hạn cho phép (<5%) [4, 19].

3.2.2. Kết quả đo bằng ma trận các đầu dò

Việc sử dụng sự sai khác liều điểm để đánh giá kế hoạch điều trị, nhất là kế hoạch xạ trị điều biến cường độ (có độ phức tạp rất cao) là chưa đủ vì nó có thể gây ra các sai số ở các vùng liều thấp và khu vực có độ biến thiên liều cao. Do đó, chỉ số Gamma là một phương pháp khác được dùng để đánh giá kế hoạch, chỉ số này đang được sử dụng phổ biến hiện nay [16, 17].



Hình 3.2: Phần trăm Gamma của MapCHECK2 và Octavius 4D 1500.

Hình 3.2 cho thấy rằng tất cả các kế hoạch JO-IMRT của bệnh nhân đều có tỷ lệ Gamma nằm trong giới hạn cho phép (lớn hơn 90% theo khuyến cáo của AAPM) đối với cả 2 thiết bị, không có một kế hoạch nào thất bại.

Kết quả thực nghiệm kiểm tra trước khi xạ trị bằng buồng ion hóa, bằng ma trận các đầu dò cũng khẳng định rằng với kỹ thuật JO-IMRT có thể an toàn khi điều trị cho bệnh nhân vì các sai số liều điểm đều nhỏ hơn 5% và các chỉ số Gamma đều lớn hơn 90% [13].

3.3. Kết quả 3: Đánh giá phân bố liều JO-IMRT bằng Monte Carlo

3.3.1. Thông số electron đập vào bia

Kết quả nghiên cứu đã xác định được mô hình với năng lượng E trung bình của chùm electron tới bia là 6,04 MeV và giá trị FWHM là 1,2 mm cho sự khác biệt nhỏ nhất giữa giá trị liều tính toán mô phỏng và thực nghiệm.



Hình 3.3: Kết quả mô phỏng và thực nghiệm của PDD (a) và OCR (a, c, d) với trường chiếu: 3×3; 5×5; 8×8 cm².

Kết quả cho mô hình với năng lượng E trung bình và giá trị FWHM trên cũng cho thấy sự phù hợp tốt giữa giá trị liều tính toán mô phỏng và thực nghiệm cho các trường chiếu khác như: 3×3; 5×5 và 8×8 cm² đối với phần trăm liều theo độ sâu (Hình 3.3_a) và phân bố liều theo phương ngang tại các độ sâu khác nhau (Hình 3.3_b, c, d). Như vậy có thể kết luận rằng các thông số electron được tìm ra cũng đúng cho các trường hợp với trường chiếu khác nhau, nhỏ hơn 10×10 cm².

3.3.2. Mô phỏng đầu máy gia tốc Primus M5497 theo phương pháp thông thường

Cấu tạo đầu máy gia tốc tại Bệnh viện gồm 9 thành phần, mỗi thành phần được mô tả bởi một CM (component module) trong BEAMnrc. Tất cả các vật liệu và kích thước của hệ máy gia tốc được cung cấp từ nhà sản xuất được mô phỏng bởi phần mềm BEAMnrc như trong Hình 3.4.



Hình 3.4: Các thành phần máy gia tốc được mô phỏng bằng BEAMnrc.

Phần mềm DOSXYZnrc đã được sử dụng để tính toán phân bố liều cho phantom nước (50×50×30 cm³). Khai báo nguồn ở đây là nguồn 2 trong thư viện của DOSXYZnrc. Nguồn 2 dùng file không gian pha (*.egsphsp1) được tạo ra từ quá trình chạy BEAMnrc. Nguồn tới từ phía trước theo phương z và nằm trên mặt phantom. Phantom được chia thành 3 ×31×66 voxels.

3.3.2.1. Đường phần trăm liều theo theo độ sâu (PDD)

Đường phân bố liều theo độ sâu của chùm photon 6 MV được chuẩn hoá tại độ sâu có giá trị liều cực đại là 1,5 cm. Hình 3.5 trình bày đường phần bố liều theo độ sâu có được từ thực nghiệm và mô phỏng bằng chương trình EGSnrc; trong đó đường màu đỏ là chỉ số Gamma.



Hình 3.5: Kết quả mô phỏng và thực nghiệm của PDD.

Dựa vào Hình 3.5 ta thấy có sự phù hợp rất tốt giữa giá trị mô phỏng với giá trị thực nghiệm. Theo thống kê, sai khác trung bình giữa mô phỏng và thực nghiệm là 1,26%. Trong đó, sai khác lớn nhất được phát hiện trong vùng 0,5 cm đầu tiên từ bề mặt nước là 3,15% và vùng từ độ sâu z = 10 cm tới z = 30 cm là 1,64%. Sai khác ít nhất nằm trong vùng từ độ sâu cực đại (d_{max}) đến vị trí z = 10 cm là 0,29% (Hình 3.6). Bên cạnh đó thì tất cả các điểm đều có chỉ số Gamma < 1 (đường màu đỏ trong Hình 3.5, bên phải). Phần trăm chỉ số Gamma đạt yêu cầu sai biệt về liều 3% và độ lệch về khoảng cách 3 mm là 100%.



Hình 3.6: Sai số tương đối theo độ sâu.

Chỉ số đánh giá chất lượng chùm tia photon được cho trường hợp mô phỏng là: $Q_i = 0,668\%$. Chỉ số phẩm chất chùm tia photon của máy LINAC khảo sát theo thực nghiệm tại Bệnh viện là: $Q_i = 0,67\%$. Sai khác tương đối là 0,15%. Từ kết quả trên, thấy rằng đường phân bố liều theo độ sâu giữa mô phỏng rất phù hợp với thực nghiệm.

3.3.2.2. Đường phân bố liều theo phương ngang (OCR) tại 4 độ sâu 1,5 cm, 5 cm, 10 cm và 20 cm

Phân bố liều theo phương ngang được tính tại 4 độ sâu 1,5 cm, 5 cm, 10 cm và 20 cm và so sánh với phân bố liều thực nghiệm tại các độ sâu tương ứng. Sử dụng chỉ số Gamma và độ phẳng chùm tia để đánh gia kết quả mô phỏng và thực nghiệm (Hình 3.7).



Hình 3.7: Phân bố liều theo phương ngang tại 4 độ sâu 1,5 cm, 5 cm, 10 cm và 20 cm.

Sai số tương đối giữa mô phỏng và thực nghiệm về PDD là 0,7%; độ phẳng phân bố liều theo phương ngang nhỏ hơn 2%. Chỉ số Gamma đạt 100% với phân bố liều theo độ sâu (PDD) và đạt 98,5% với phân bố liều theo phương ngang (OCR) với yêu cầu sai biệt về liều là 3% và độ lệch về khoảng cách là 3 mm. Với kết quả đạt được có thể kết luận, máy gia tốc tuyến tính đang nghiên cứu đã được mô phỏng thành công với độ chính xác cao.

3.3.3. Tính phân bố liều bằng phương pháp mô phỏng Monte Carlo với phần mềm EGSnrc3.3.3.1. Tính toán liều trên phantom đồng nhất



Hình 3.8: Liều tại độ sâu khác nhau giữa TPS, EGS và thực nghiệm.

Hình 3.8 là kết quả liều tuyệt đối tại độ sâu khác nhau giữa TPS, EGS và thực nghiệm. Kết quả cho thấy TPS, EGS có sự phù hợp tốt với thực nghiệm. Từ kết quả trên khẳng định kết quả mô phỏng là chính xác và có thể tiến hành mô phỏng cho các trường hợp phức tạp hơn như IMRT.

3.3.3.2. Phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT

a. Phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT trên phantom Octavius 4D

Hình 3.8 là kết quả so sánh phân bố liều giữa TPS (nét liền) và mô phỏng MC (nét đứt) cho kế hoạch JO-IMRT trên phantom Octavius. Kết quả cho thấy có sự phù hợp tốt giữa TPS và MC. Chỉ số Gamma là 96,4%.



Hình 3.8: So sánh phân bố liều giữa TPS (nét liền) và mô phỏng MC (nét đứt) cho kế hoạch JO-IMRT của phantom Octavius.

Hình 3.9 là kết quả so sánh phân bố liều giữa mô phỏng MC so với thực nghiệm. Kết quả cũng cho thấy có sự phù hợp tốt giữa mô phỏng và thực nghiệm với chỉ số Gamma là 95,8%.



Hình 3.9: Kết quả so sánh phân bố liều giữa thực nghiệm và mô phỏng MC.

b. Phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT trên hình ảnh CT của bệnh nhân

Kế hoạch JO-IMRT gồm nhiều các trường chiếu nhỏ. Trước khi tiến hành mô phỏng cho kế hoạch JO-IMRT thì một trường chiếu nhỏ nhất (3×3 cm²) được mô phỏng trước tiên. Hình 3.10 là so sánh phân bố liều của một trường chiếu 3×3 cm² tính từ TPS và EGS. Kết quả phù hợp rất tốt với chỉ số Gamma đạt 100%.



Hình 3.10: Phần bố liều cho một trường chiếu nhỏ nhất giữa TPS và EGS.

Tiếp theo, chúng tôi tính phân bố liều bằng Monte Carlo cho 15 kế hoạch JO-IMRT của các bệnh nhân ung thư vòm.



Hình 3.11: So sánh phân bố liều được tính toán từ MC và TPS.

Hình 3.12 thể hiện DVH cho thấy liều tới các cơ quan (tủy sống, tuyến mang tai) của mô phỏng MC có xu hướng cao hơn so với TPS. Trong khi đó liều tới PTV của mô phỏng lại có xu hướng ngược lại-thấp hơn TPS.





Hình 3.11 và Hình 3.12 là phần bố liều và DVH so sánh giữa mô phỏng MC và TPS của một trường hợp trong tổng số 15 kế hoạch. Các đường phân bố liều giữa mô phỏng MC và TPS có sự phù hợp tốt.

Bảng 3.4 cho biết liều lượng của các cấu trúc (PTV, tuyến mang tai và tủy sống). Đối với PTV liều trung bình tính bằng MC thấp hơn 14,14% so với liều trung bình được tính từ thuật toán CCC. Đối với tuyến mang tai và tủy sống, sai khác liều giữa MC và TPS lần lượt là 3,81% và 13,71%.

Chỉ số	TPS (Gy)	MC (Gy)	Sai khác giữa TPS và MC (%) [23]	Sai khác so với liều chỉ định (%) [23]
PTV (D _{mean})	$71,72\pm1,20$	$61,\!82\pm5,\!52$	13,81	14,14
Tuyến mang tai (D _{mean})	$28,\!44\pm4,\!75$	$29,\!47 \pm 7,\!89$	3,62	3,81
Tủy sống (D _{max})	$44,29 \pm 2,62$	51,49 ± 4,38	13,93	13,71

Bảng 3.3: Tóm tắt liều đối với các cơ quan và PTV cho 15 trường hợp ung thư vòm

Từ các kết quả đánh giá cho thấy phần mềm lập kế hoạch Prowess Panther tại Bệnh viện cho kết quả tính toán liều chính xác trong môi trường đồng nhất. Với phantom không đồng nhất và hình ảnh CT của bệnh nhân thì sự phù hợp giữa mô phỏng EGSnrc với TPS giảm. Sai số giữa mô phỏng và tính toán vẫn còn cao, sự hạn chế của việc tính toán liều bằng các thuật toán trên phần mềm lập kế hoạch Prowess Panther. Vậy nên cần phải kiểm tra kỹ lưỡng kế hoạch JO-IMRT trước khi tiến hành điều trị cho bệnh nhân.

CHƯƠNG 4: KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỄN

Mục tiêu của luận án là sử dụng các công cụ mô phỏng và thực nghiệm để đánh giá độ chính xác của phân bố liều cho kỹ thuật JO-IMRT được tính toán trên hệ thống phần mềm lập kế hoạch Prowess Panther. Phù hợp với mục tiêu này, chúng tôi đã đạt được các kết quả cụ thể như sau :

- 1) So sánh phân bố liều giữa kỹ thuật lập kế hoạch xạ trị 3D-CRT và điều biến cường độ JO-IMRT cho bệnh nhân ung thư vòm tại Bệnh viện bằng việc sử dụng các thông số đánh giá kế hoạch phù hợp như: phân bố liều trên từng lát cắt, biểu đồ liều lượng thể tích (DVH), chỉ số tương quan liều (CI), chỉ số đồng nhất (HI),... Kết quả cho thấy rằng phân bố liều trong kế hoạch xạ trị JO-IMRT là tốt hơn so với 3D-CRT.
- 2) Thực hiện thí nghiệm kiểm tra độ chính xác về liều lượng cho các kế hoạch JO-IMRT trước khi điều trị bằng cách đo liều điểm dùng buồng ion hóa FC65-P của hãng IBA và đo liều phân bố dùng ma trận các đầu dò MapCHECK2 của hãng Sunnuclear và Octavius 4D của hãng PTW. Các kết quả thực nghiệm cho thấy rằng các kế hoạch JO-IMRT đủ chính xác về liều lượng và có thể tiến hành xạ trị.
- 3) Đã mô phỏng máy gia tốc Primus M5497 với mức năng lượng 6 MV tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai và tính phân bố liều trong phantom nước bằng phương pháp mô phỏng Monte Carlo sử dụng chương trình EGSnrc. Trong đó, chúng tôi đã xác định được các thông số electron đập vào bia cho mức năng lượng photon 6 MV bao gồm: năng lượng trung bình và chiều rộng tối đa một nửa bằng phương pháp mô phỏng kết hợp với thực nghiệm
- Bố trí các phép đo thực nghiệm để kiểm tra từng kết quả mô phỏng để đảm bảo rằng kết quả mô phỏng phù hợp với thực nghiệm.
- 5) Tính phân bố liều cho 15 kế hoạch JO-IMRT bằng phương pháp mô phỏng Monte Carlo.

Nội dung luận án đã khai thác triệt để các vấn đề liên quan đến mô phỏng Monte Carlo cho kỹ thuật JO-IMRT. Tuy nhiên, việc mô phỏng vẫn dừng lại ở mức độ thủ công, tốn nhiều thời gian và công sức. Do đó mục tiêu của hướng nghiên cứu tiếp theo là tự động hóa việc mô phỏng Monte Carlo để có thể áp dụng vào trong lâm sàng như là một quy trình đảm bảo chất lượng kế hoạch bằng phương pháp mô phỏng Monte Carlo. Từ đó đánh giá hiệu quả lâm sàng để chỉ ra tính ưu việt của kỹ thuật này. Nếu có điều kiện cần tiếp tục khảo sát với số lượng mẫu nhiều hơn để tăng độ chính xác thống kê của việc đánh giá.

DANH MỤC CÔNG TRÌNH CÔNG BỐ CỦA TÁC GIẢ

- Duong Thanh Tai, Luong Thi Oanh, Nguyen Dong Son, Truong Thi Hong Loan, James C.L Chow, Dosimetric verification of jaws-only IMRT for head-and- neck cancer using Monte Carlo simulation, Reports of Practical Oncology and Radiotherapy, 24(1): 105-114, 2019 (Q3, H=15)
- Duong Thanh Tai, Luong Thi Oanh, Nguyen Dong Son, Truong Thi Hong Loan, Evaluation of Jaws-Only Intensity Modulated Radiation Therapy Treatment Plans using Octavious 4D System, Polish Journal of Medical Physics and Engineering, 24(2):75-78, 2018 (Q4, H=2).
- T Tai, N Son, T Loan, L Oanh, J Chow, Monte Carlo Verification of Jaws-Only IMRT Dose Distributions From Prowess Panther System On Octavius 4D Phantom, Medical Physics, 45(6), e292, 2018. (Q1, H = 145).
- Dương Thanh Tài, Trương Thiết Dũng, Chuẩn liều photon phát ra từ máy gia tốc tuyến tính tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai, Tạp chí Khoa học - Đại học Đồng Nai, 9:130-137, 2018.
- 5. **Duong Thanh Tai**, Nguyen Dong Son, Truong Thi Hong Loan, and H. P. W Anson, *Quality* assurance of the Jaws Only-Intensity Modulated Radiation Therapy plans for head-and-neck cancer, Physica Medica, 38,148-152, **2017**. (Q2, H = 27).
- Tai Duong Thanh, Tuan Hoang Duc, Son Nguyen Dong and Loan Truong Thi Hong, A method for determination of the initial beam parameters in Monte Carlo Linac simulation, Journal of Physics: Conference Series, 85, 012032, 2017. (Q3, H = 52).
- Tai Duong Thanh, Son Nguyen Dong, Loan Truong Thi Hong and Trang Nguyen Thi Hong, *Initial experiences of applying the jaws-only IMRT technique in Dong nai general hospital*, *Vietnam*, IFMBE Proceedings, 6: 335-339, 2017.
- 8. Dương Thanh Tài, Nguyễn Đông Sơn, Trương Thị Hồng Loan, So sánh đánh giá phân bố liều trong kỹ thuật lập kế hoạch JO-IMRT và 3D-CRT cho bệnh nhân ung thư vòm với hệ máy gia tốc không có ống chuẩn trực đa lá tại bệnh viện Đa Khoa Đồng Nai, Tạp chí Phát triển Khoa học & Công nghệ ĐHQG TPHCM, 4(20), 79-87, 2017.
- 9. Dương Thanh Tài, Hoàng Đức Tuân, Lương Thị Oanh, Trương Thị Hồng Loan, Nguyễn Đông Sơn, Mô phỏng máy gia tốc tuyến tính bằng phương pháp Monte Carlo dùng chương trình EGSnrc, Tạp chí Phát triển Khoa học & Công nghệ ĐHQG TPHCM, 2(4), 102-110, 2018.
- 10.Lương Thị Oanh, Đặng Thanh Lương, **Dương Thanh Tài**, *Phương pháp tính liều tuyệt đối trong mô phỏng Monte Carlo*, Tạp chí Phát triển Khoa học & Công nghệ ĐHQG TPHCM, 2(5), 90-96, 2018.
- 11.**Dương Thanh Tài**, Trương Thiết Dũng, Đinh Thanh Bình, Nguyễn Văn Hải, *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: 133-143, **2017**.
- 12. Duong Thanh Tai, Luong Thi Oanh, Nguyen Dong Son, Truong Thi Hong Loan, Monte Carlo evaluation of air cavity effects in JO IMRT dose distributions, Proceedings of 18th. AOCMP and 16th. SEACOMP 2018, Kuala Lumpur, Malaysia, 11th. 14th. November 2018.

- 13. Duong Thanh Tai, Luong Thi Oanh, Hoang Duc Tuan, Nguyen Thi Hoa, Comparison of the Jaws Only IMRT and 3D-CRT for head-and-neck cancer using physical and radiobiological evaluation method, Proceedings of 18th. AOCMP and 16th. SEACOMP 2018, Kuala Lumpur, Malaysia, 11th. – 14th. November 2018.
- 14.Luong Thi Oanh, Duong Thanh Tai, Hoang Duc Tuan, Le Hoai Nam, Monte Carlo Evaluation of Dose Calculations Accuracy of Prowess Panther System for Lung Case, Proceedings of 18th. AOCMP and 16th. SEACOMP 2018, Kuala Lumpur, Malaysia, 11th. 14th. November 2018.
- 15.Hoang Duc Tuan, Duong Thanh Tai, Luong Thi Oanh, Comparison of the JO-IMRT Dose Distribution Calculated by the Source Type 2 and 20 in Dosxyznrc for Head-and-Neck Cancer, Proceedings of 18th. AOCMP and 16th. SEACOMP 2018, Kuala Lumpur, Malaysia, 11th. – 14th. November 2018.
- 16. Dương Thanh Tài, Lương Thị Oanh, Nguyễn Đông Sơn, Trương Thị Hồng Loan, James C.L. Chow, Đánh giá ảnh hưởng của hốc khí lên phân bố liều cho kỹ thuật JO – IMRT bằng phương pháp mô phỏng Monte Carlo, Kỷ yếu Hội nghị Vật Lý Y Khoa Toàn Quốc Lần Thứ 3, 2018.
- 17.D.T. Tai, H D Tuan, N.D. Son, T.T.H. Loan, and H. P. W Anson, *Plan Evaluation on the Jaws-Only Intensity Modulated Radiation Therapy (JO-IMRT) with Octavius 4D*, The proceeding of 113th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics (JSMP), 37(1), 2017.
- 18.D.T. Tai, H D Tuan, N.D. Son, T.T.H. Loan, and H. P. W Anson, Comparison of 3D CRT and the Jaws-Only IMRT (JO-IMRT) planning parameters for head-and-neck cancer, The proceeding of 113th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics (JSMP), 37(1), 2017.
- 19. **Durong Thanh Tài**, Trương Thiết Dũng, Nguyễn Văn Hải, *The Verification of the Monitor Unit Calculations*, Cancer Therapy & Oncology International Journal, 3(4):555616, **2017**.
- 20. Durong Thanh Tài, Trương Thiết Dũng, The results of a TLD Therapy Dosimetry Quality Assurance Program for Dong Nai General Hospital, Vietnam (Period 2013-2017), Journal of Nuclear Medicine & Radiation Therapy, 8(2), 2017.
- 21. Durong Thanh Tài, Trương Thiết Dũng, Đinh Thanh Bình, Mai Quỳnh Anh, Nguyễn Văn Hải, Evaluating the Impact of Tissue Heterogeneity Corrections in a Commercial Treatment Planning System (TPS), Prowess Panther with Non-IMRT Techniques, International Journal of Radiology, 4(1):124-127, 2017.
- 22.**D.T. Tai**, N.D. Son, T.T.H. Loan, N.T.H. Trang and H. P. W Anson, *Quality control of the Jaws-Only-IMRT plans for head-and-neck cancer*, Medical Physics International Journal, 4(2): 304a, **2016**.
- 23.**D.T. Tai**, N.D. Son, T.T.H. Loan, N.T.H. Trang and H. P. W Anson, *The simulation of linear* accelerator by using Monte Carlo code EGSnrc, Medical Physics International Journal, 4(2): 304a, **2016**.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

Tiếng Việt

- Nguyễn Xuân Cử (2011), Cơ sở vật lý và những tiến bộ về kỹ thuật xạ trị ung thư, Nhà xuất bản Y học, Hà Nội.
- Mai Trọng Khoa, Nguyễn Xuân Cử (2012), Một số tiến bộ về kỹ thuật Xạ Trị Ung Thư và Ứng dụng trong lâm sàng, Nhà xuất bản y học, Hà Nội.
- 3. Mai Trọng Khoa, Phạm Văn Thái, Trần Đình Hà Hà (2009), "Ứng dụng kỹ thuật xạ trị điều biến liều (JO-IMRT) trong điều trị ung thư vòm mũi họng tại trung tâm y học hạt nhân và ung bướu Bệnh viện Bạch Mai", *Tạp chí Y học Thành phố Hồ Chí Minh* 13(6).

Tiếng Anh

- Alber M, Broggi S, Wagter D. C, Eichwurzel I, Engströ P, Fiorino C, Georg D, Hartmann G, Knöös T, Leal A (2008), "Guidelines for the verification of IMRT", *ESTRO booklet*, 7.
- 5. Aljarrah K, Sharp G. C, Neicu T, Jiang S. B (2006), "Determination of the initial beam parameters in Monte Carlo linac simulation", *Medical physics*, 33(4), 850-858.
- Baltas C, Kolotas K, Geramani, Mould R.F, Ioannidis G, Kekchidi M, Zamboglou N (1998), "A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy", *International journal of radiation oncology biology physics*, 40(2), 515-524.
- 7. Chow J. C (2016), "Some computer graphical user interfaces in radiation therapy", *World Journal of Radiology*, 8(3), 255-267.
- Chow J. C, Leung M. K (2008), "A graphical user interface for calculation of 3D dose distribution using Monte Carlo simulations", *Journal of Physics: Conference Series*, 102, 012003.
- 9. Das I. J (2010), "Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)", *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)*, 10(1).
- 10. Dosimetry IBA, "Farmer Type Chamber FC65-P", *Technical description* (DFK000 12001 00).
- Dowlatabadi H, Mowlavi A, Ghorbani M (2017), "Monte Carlo Simulation of Siemens Primus plus Linac for 6 and 18 MV Photon Beams", *Journal of biomedical physics engineering*, 7(4), 333-346.
- 12. Earl M. A, Yu C. X, Jiang Z, Shepard D.M (2007), "Jaws-only IMRT using direct aperture optimization", *Medical physics*, 34(1), 307-314.
- Ezzell G. A, Burmeister J. W, Dogan N, LoSasso T. J, Mechalakos J. G, Mihailidis D, Molineu A, Palta J. A, Ramsey C. R (2009), "IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119", *Medical physics*, 36(11), 5359-5373.

- 14. Kim Y, Verhey L. J, Xia P (2007), "A feasibility study of using conventional jaws to deliver IMRT plans in the treatment of prostate cancer", *Physics in Medicine & Biology*, 52(8), 2147– 2156.
- Leung L. H, Kan M. W, Cheng A. C, Wong W. K, Yau C. C (2007), "A new dose-volumebased Plan Quality Index for IMRT plan comparison", *Radiotherapy and Oncology* 85(3), 407-417.
- 16. Low D. A (2010), "Gamma dose distribution evaluation tool", *Journal of Physics-Conference Series*, 250(1), 012071.
- 17. Low D. A, Dempsey J. F (2003), "Evaluation of the gamma dose distribution comparison method", *Medical physics*, 30(9), 2455-2464.
- Makrani D. S, Hasanzadeh H, Pourfallah T, Ghasemi A, Jadidi M, Babapour H (2015), "Determination of primary electron beam parameters in a Siemens Primus Linac using Monte Carlo simulation", *Journal of Paramedical Sciences*, 6(1), 2008-4978.
- Moyed M, Arthur O, Dimitris M, Jean M, Pawlicki T, Andrea M, Harold L, Krishni W, Jie S, XiA P (2018), "Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218", *Medical physics*, 45(4), 53-83.
- 21. Mu G, Xia P (2009), "A feasibility study of using conventional jaws to deliver complex IMRT plans for head and neck cancer", *Physics in Medicine & Biology*, 54(18), 5613–5623.
- 22. Nguyen John (2006), Method for intensity modulated radiation treatment using independent collimator jaws, PROWESS, Inc., Chico, CA US.
- Nirmal S, Paul K, Ivaylo M, Qiuwen W, Yan W, Jeffrey W, Rupert S, Jeffrey S (2006), "Monte Carlo–based dosimetry of head-and-neck patients treated with SIB-IMRT", *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 64(3), 968-977.
- 24. Nishimura, Yasumasa, Komaki, Ritsuko (2015), *Intensity-Modulated Radiation Therapy: Clinical Evidence and Techniques*, Springer.
- 25. Ong C. H, Ang K. W, Soh R. X., MTin K., Yap J. H, Lee J. L, Bragg C. M (2017), "Dosimetric comparison of peripheral NSCLC SBRT using Acuros XB and AAA calculation algorithms", *Medical Dosimetry*, 42(3), 216-222.
- 26. Park Y. K, Park S, Wu H. S, Kim S (2014), "A new plan quality index for dose painting radiotherapy", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 15(4), 316-325.
- Sawkey D. L, Faddegon B. A (2009), "Determination of electron energy, spectral width, and beam divergence at the exit window for clinical megavoltage x-ray beams", *Medical physics*, 36(3), 698-707.
- 28. Soh R. C. X, Tan L. K. R, LGoh M. S., Yani S, Haryanto F, Siang W (2017), "A Gamma Analysis Approach to Determine Optimal Parameters for Monte Carlo Simulation of 6MV Varian Clinac iX Photon Beam", *Journal of Health Science*, 5, 36-43.

- Song J. Y, Kim Y. H, Jeong J. U, Yoon M. S, Ahn S. J, Chung W. K, Nam T. T (2014), "Dosimetric evaluation of MapCHECK 2 and 3DVH in the IMRT delivery quality assurance process", *Medical Dosimetry* 39(2), 134–138.
- 30. Suk L, Jie C. Y, Yong K. C (2015), "Evolution of Ionizing Radiation Research: Physical and Radiobiological Evaluation of Radiotherapy Treatment Plan", InTech.
- Webb S (1991), "Optimization by simulated annealing of three-dimensional conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator", *Physics in Medicine & Biology*, 36(9), 1201-1226.
- 32. Webb S (2002), "Intensity-modulated radiation therapy using only jaws and a mask", *Physics in Medicine & Biology*, 47(2), 257-275.

Website

33. <u>https://www.sunnuclear.com [Accessed 12 December 2018].</u>