

KHẢO SÁT MỘT SỐ ĐẶC TÍNH BỨC XẠ CỦA BUỒNG ION HÓA CC13 VÀ DIODE BÁN DẪN RAZOR ĐỐI VỚI CÁC CHÙM PHOTON KÍCH THƯỚC NHỎ TRÊN MÁY GIA TỐC TUYẾN TÍNH XẠ TRỊ CLINAC IX

Vũ Ngọc Tú^{1*}, Võ Thành Nhơn¹, Phạm Thị Mai¹

DOI: 10.38103/jcmhch.2020.66.15

TÓM TẮT

Mục tiêu: So sánh phân bố liều bức xạ theo độ sâu (PDD) và theo phương ngang (OCR) được đo đạc bởi buồng ion hóa CC13 và diode bán dẫn RAZOR đối với một số trường chiếu nhỏ.

Đối tượng và phương pháp: Các thông số của trường bức xạ như PDD, OCR, vùng bán dạ và kích thước trường bức xạ được khảo sát đối với một số trường chiếu nhỏ bao gồm 2x2, 3x3, 4x4 cm². Buồng ion hóa CC13, Stealth và diode bán dẫn RAZOR được sử dụng để đo đạc phân bố liều theo độ sâu và theo phương ngang. Từ các kết quả đo đạc, nhóm nghiên cứu khảo sát sự khác nhau đối với các thông số bức xạ được đo từ hai loại đầu đo trên.

Kết quả: Có sự khác nhau đáng kể trong các thông số bức xạ được khảo sát đối với buồng ion hóa CC13 và diode bán dẫn RAZOR, đặc biệt là kích thước vùng bán dạ. Đối với PDD, sự khác nhau nhỏ hơn 5% từ độ sâu d_{max} tới 30 cm, tuy nhiên sự khác nhau trở lên lớn hơn ở vùng build-up, lên tới 33% tại bề mặt phantom nước. Độ rộng vùng bán dạ đo được bởi CC13 luôn lớn hơn so với RAZOR, tỉ số về độ rộng vùng bán dạ giữa hai loại đầu đo này là 1,8 và 1,3 tương ứng cho năng lượng 6 MV và 15 MV.

Kết luận: Diode bán dẫn RAZOR phù hợp hơn buồng ion hóa CC13 khi đo đạc phân bố liều theo độ sâu và theo phương ngang đối với các trường chiếu nhỏ.

Từ khóa: trường chiếu nhỏ, buồng ion hóa, diode bán dẫn, đo liều.

ABSTRACT

INVESTIGATIONS OF RADIATION PROPERTIES OF THE CC13 IONIZATION CHAMBER AND THE RAZOR SILICON DIODE IN SMALL PHOTON BEAMS FOR CLINAC IX LINEAR ACCELERATOR

Vũ Ngọc Tú^{1*}, Võ Thành Nhơn¹, Phạm Thị Mai¹

Purpose: Compare percent depth dose (PDD) and off-center ratio (OCR) measured by the CC13 ionization chamber and the RAZOR silicon diode in small photon beams.

Method and Materials: Some dosimetric characteristics, such as PDD, OCR, penumbra and radiation field size, were considered in this study for 2x2, 3x3, and 4x4 cm² field sizes. We used the CC13 ionization

¹ Bệnh viện Đa khoa Kiên Giang

- Ngày nhận bài (Received): 2/10/2020, Ngày phản biện (Revised): 5/11/2020;
- Ngày đăng bài (Accepted): 21/12/2020
- Người phản hồi (Corresponding author): Vũ Ngọc Tú
- Email: vungoctu86@gmail.com; ĐT: 0833371986

chamber and the RAZOR silicon diode to measure dose distribution with depth along the axis and off-center of the beam. From the results obtained, the team investigated the differences in radiation parameters measured by the two types of probes above.

Results: There are significant differences in the radiation parameters investigated for the CC13 ionization chamber and the RAZOR silicon diode, especially the width of penumbra. For PDD curves, the difference is less than 5% from d_{max} to 30 cm, however the difference becomes greater in the build-up region, which reaches to 33% at the water phantom surface. The width of penumbra measured by CC13 is always larger than that of RAZOR, the ratio of the penumbra width between two detectors is 1.8 and 1.3 for energies of 6 MV and 15 MV, respectively.

Conclusion: The RAZOR silicon diode has better dose response than the CC13 ionization chamber for measuring the PDD and the OCR in small photon beams.

Key words: small photon beam, ionization chamber, silicon diode, dosimetry.

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

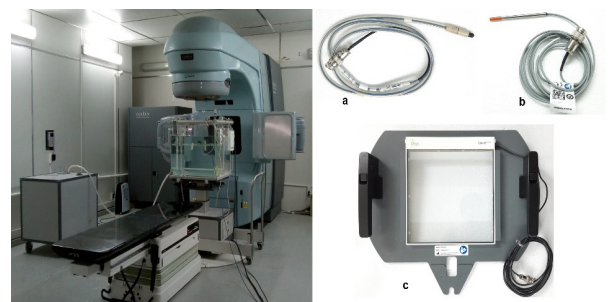
Các kỹ thuật xạ trị tiên tiến như xạ trị điều biến cường độ chùm tia (IMRT), xạ phẫu định vị (SRS), xạ trị điều biến thể tích (VMAT) sử dụng các trường chiếu có kích thước nhỏ để phân bố liều bức xạ tới thể tích xạ trị với độ chính xác cao đồng thời vẫn đảm bảo an toàn cho các mô lành xung quanh [2, 4, 7, 8]. Dữ liệu bức xạ của các trường chiếu nhỏ được thu thập trong quá trình làm commissioning và đưa vào hệ thống lập kế hoạch xạ trị (TPS). Do vậy độ chính xác của các dữ liệu này sẽ ảnh hưởng đến độ chính xác phân bố liều lên thể tích chiếu xạ [5]. Tuy nhiên để xác định chính xác đặc trưng bức xạ của các trường chiếu nhỏ là một thách thức bởi những đặc tính cố hữu của loại trường chiếu này cũng như của thiết bị đo. Những đặc tính này bao gồm mất cân bằng điện tích theo phương ngang (Lateral Charged Particle Equilibrium - LCPE), suy giảm liều lượng rất nhanh ở mép trường chiếu, một phần nguồn photon sơ cấp bị che khuất bởi thiết bị định dạng chùm tia, hiệu ứng lấy trung bình thể tích khi đo đặc, kích thước của đầu đo tương đối lớn so với kích thước trường bức xạ [1], [3], [9]. Với mong muốn nghiên cứu về phân bố liều bức xạ của các trường chiếu nhỏ theo phương ngang và theo độ sâu, nhóm tác giả đã tiến hành đo đặc các đại lượng này bởi buồng ion hóa CC13 và diode bán dẫn RAZOR trên hệ máy gia tốc tuyến tính xạ trị Clinac iX.

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. Thu thập dữ liệu bức xạ

Dữ liệu PDD và OCR được thu thập cho máy gia tốc tuyến tính xạ trị Clinac iX sử dụng MLC

120 lá với suất liều 300 MU/phút. Các trường bức xạ 2x2, 3x3 và 4x4 cm² được sử dụng trong nghiên cứu với hai mức năng lượng chùm photon 6 MV và 15 MV, độ sâu liều cực đại (d_{max}) tương ứng của hai mức năng lượng photon là 1,6 cm và 2,8 cm. Phép đo được thực hiện với khoảng cách từ nguồn chùm photon tới bề mặt phantom nước (SSD) là 100 cm. Buồng ion hóa CC13, Stealth và diode bán dẫn RAZOR được sử dụng để thu thập dữ liệu. Hai buồng ion hóa CC13 được kết hợp với nhau trong quá trình đo đặc, trong đó buồng ion hóa CC13 đóng vai trò đầu đo tham chiếu sẽ được đặt ở góc của trường bức xạ 2x2 cm². Buồng ion hóa Stealth, được chế tạo từ vật liệu trong suốt với bức xạ, được gắn trên đầu máy có vai trò là đầu đo tham chiếu kết hợp với diode bán dẫn RAZOR. Dữ liệu PDD được đo từ độ sâu 30 cm tới bề mặt nước, OCR được đo ở các độ sâu d_{max} , 5, 10, 20 và 30 cm.



Hình 1: Máy gia tốc Clinac iX và hệ đo, buồng ion hóa CC13 (a), diode bán dẫn RAZOR (b) và buồng ion hóa Stealth (c).

2.2. Phân tích dữ liệu PDD và OCR

Dữ liệu PDD được chuẩn hóa tại d_{max} , sau đó nhóm nghiên cứu so sánh sự khác nhau giữa PDD

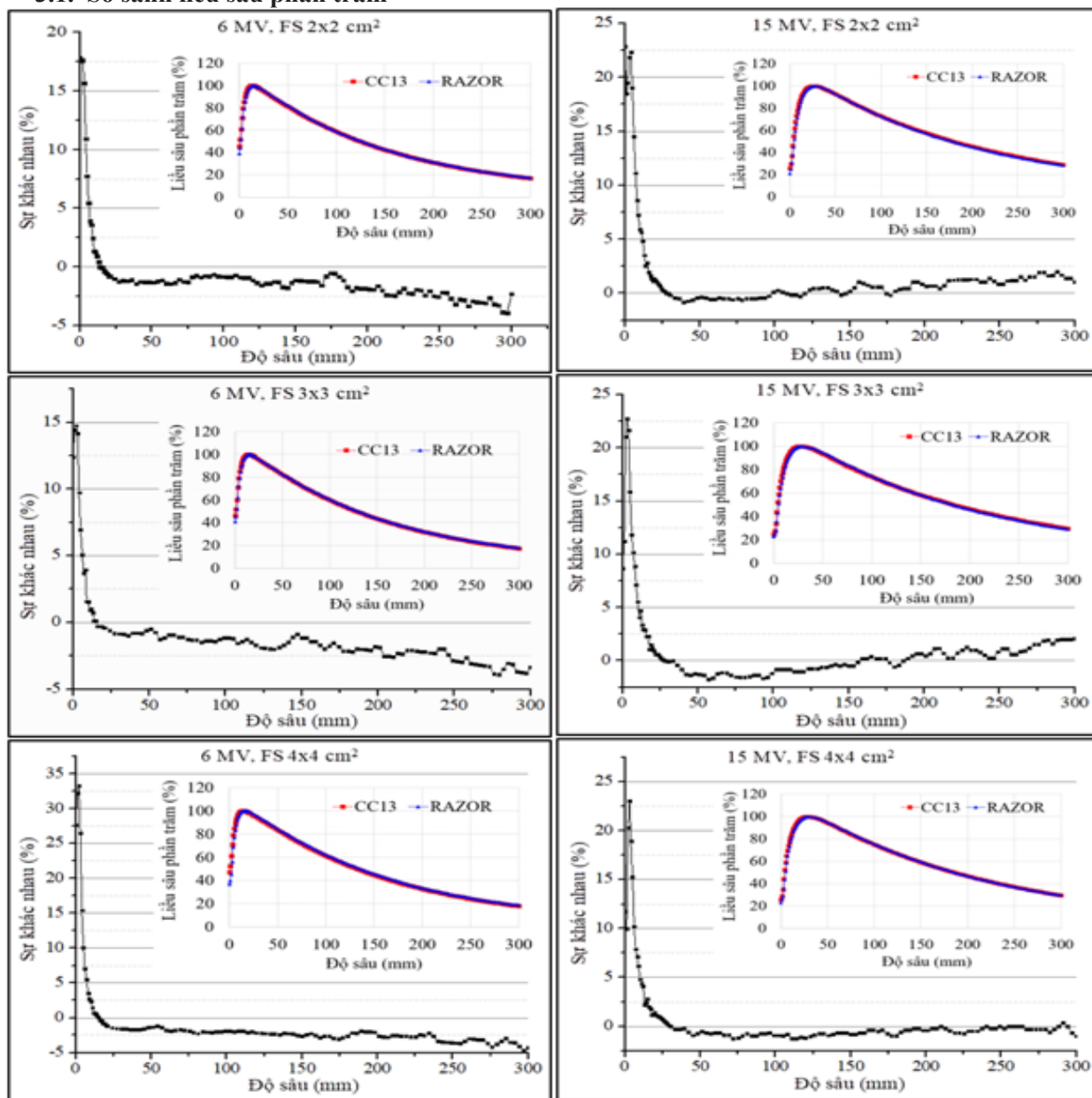
đo đạc bởi CC13 và RAZOR trong khoảng độ sâu từ 30 cm tới bề mặt nước. Dữ liệu OCR được chuẩn hóa tại điểm nằm trên trục chính của chùm tia, sự khác nhau trong dữ liệu giữa hai loại đầu đo sẽ được lấy trên khoảng đo đạc tối thiểu bằng 1,5 lần kích thước trường chiếu. Từ dữ liệu OCR, kích thước trường bức xạ theo phương đo đạc được tính bằng độ rộng của đường OCR mà tại đó nó có giá trị 50%,

vùng bán dạ được tính là khoảng cách giữa giá trị 80% và 20% của OCR, sau đó độ rộng của vùng bán dạ được tính là giá trị trung bình của hai bên trái, phải của đường OCR. Sự khác nhau về dữ liệu đo đạc giữa hai loại đầu đo được tính theo công thức:

$$\text{Sự khác nhau (\%)} = \frac{(\text{Dữ liệu CC13} - \text{Dữ liệu RAZOR})}{\text{Dữ liệu RAZOR}} * 100\%$$

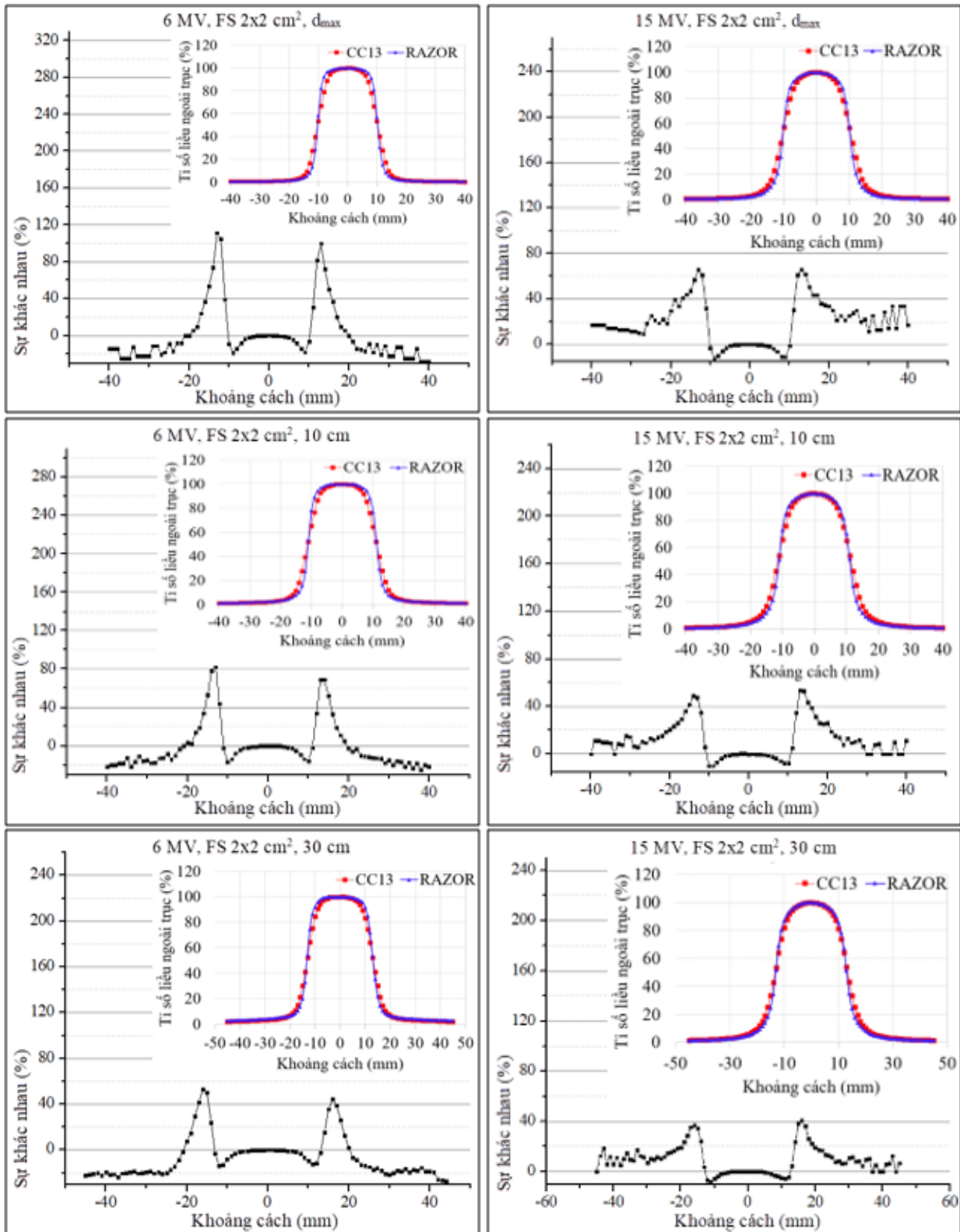
III. KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

3.1. So sánh liều sâu phân trăm

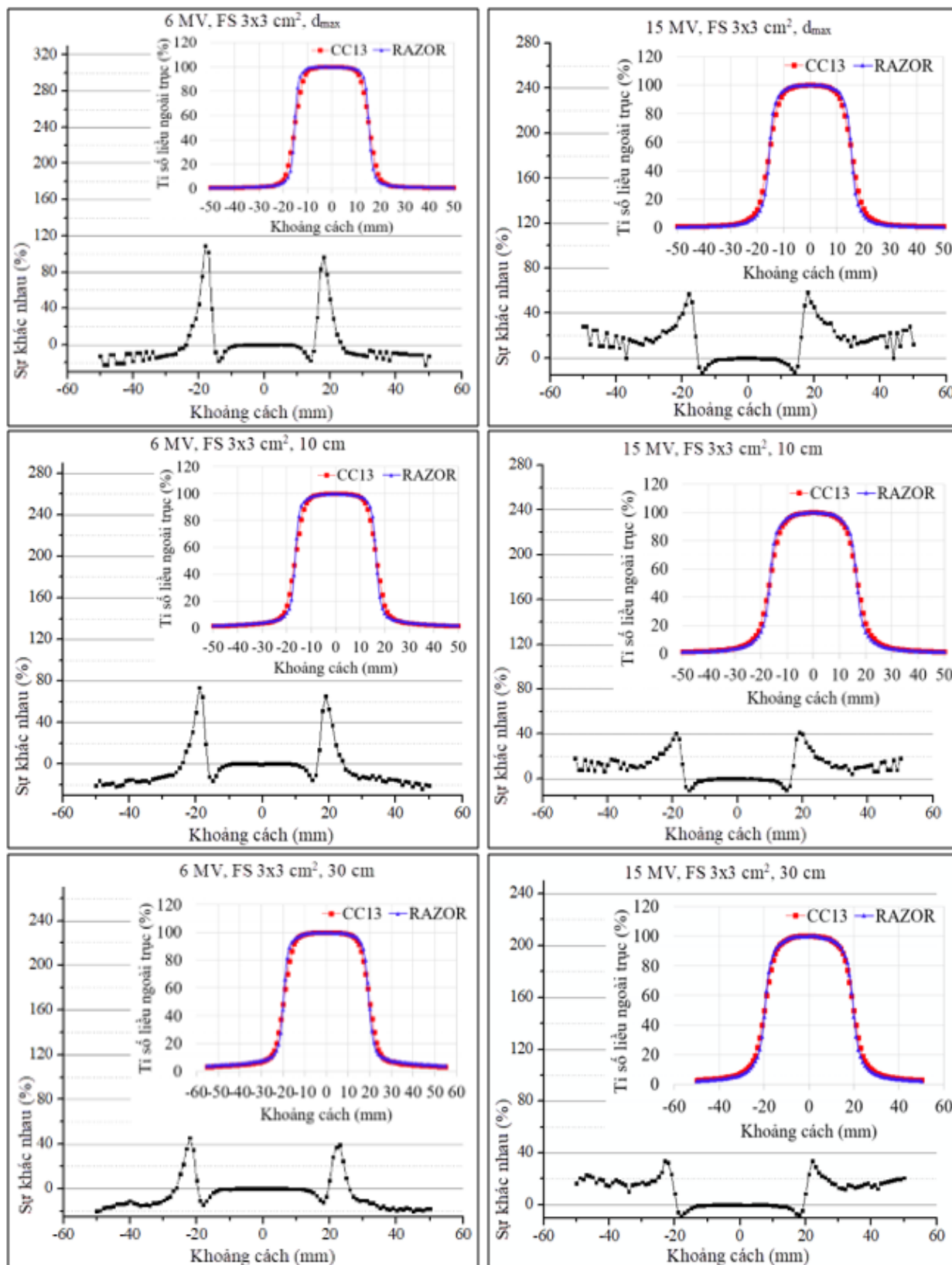


Hình 2: Đường liều sâu phân trăm (phía trên, bên phải) và sự khác nhau đối với CC13 và RAZOR.

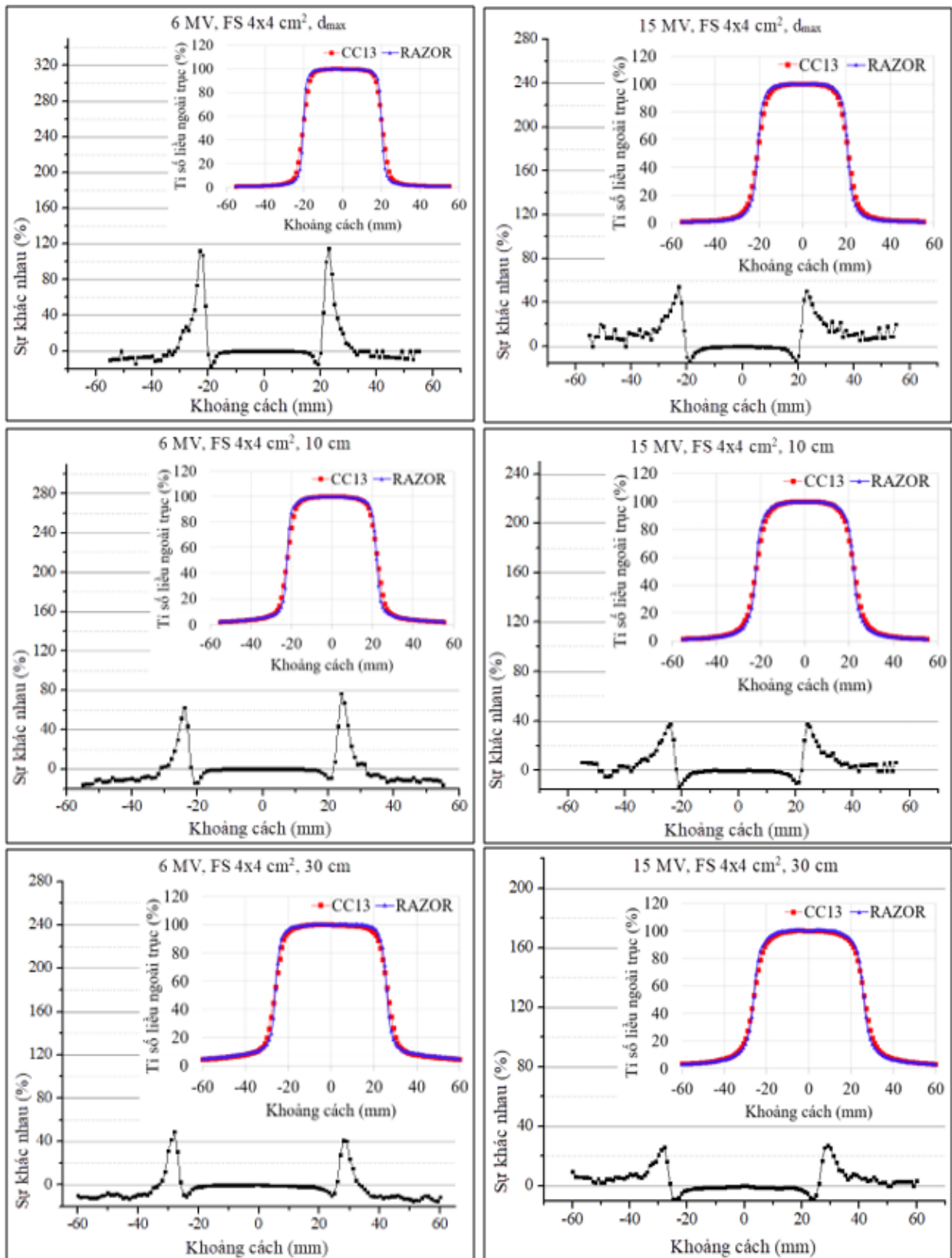
3.2. So sánh tỉ số liều ngoài trực



Hình 3: Tỉ số liều ngoài trực đối với trường chiếu 2x2 cm² tại độ sâu d_{max} , 10, 30 cm (phía trên, bên phải) và sự khác nhau đối với CC13 và RAZOR.

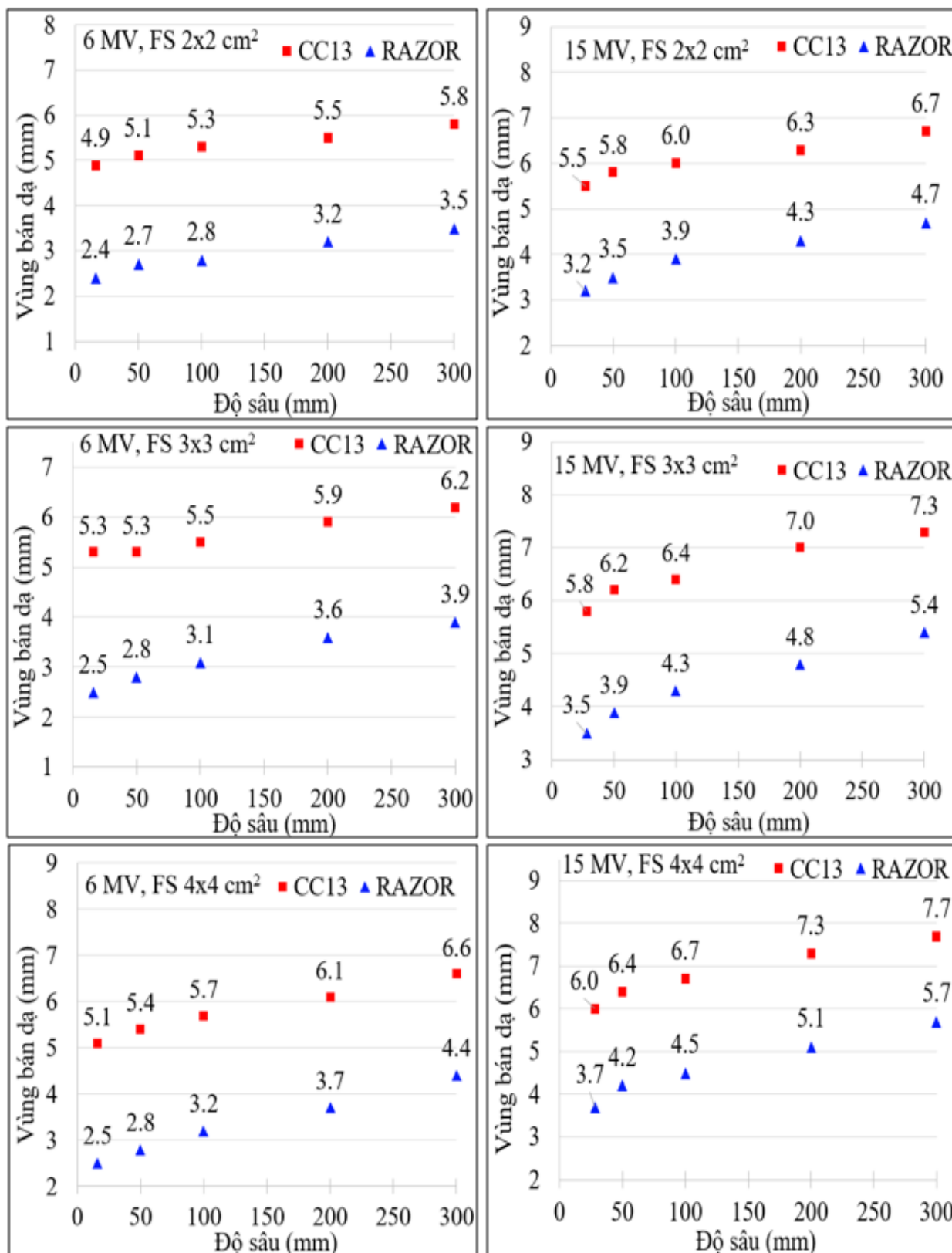


Hình 4: Tỉ số liều ngoài trực đối với trường chiếu 3x3 cm² tại độ sâu d_{max} , 10, 30 cm (phía trên, bên phải) và sự khác nhau đối với CC13 và RAZOR.



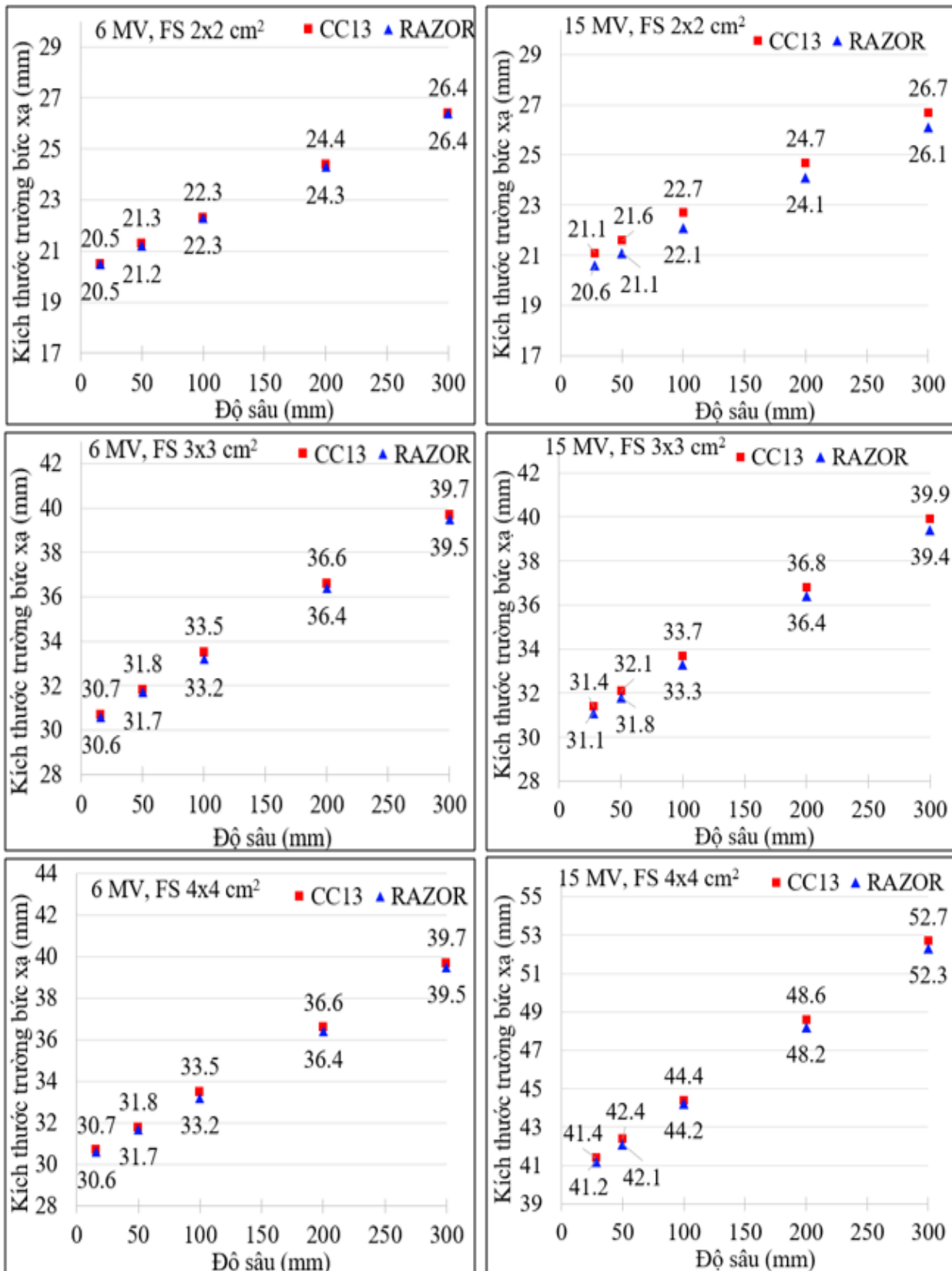
Hình 5: Tỉ số liều ngoài trực đối với trường chiếu 4x4 cm² tại độ sâu d_{max}, 10, 30 cm (phía trên, bên phải) và sự khác nhau đối với CC13 và RAZOR.

3.3. So sánh kích thước vùng bán dạ



Hình 6: Kích thước vùng bán dạ đối với CC13 và RAZOR.

3.4. So sánh kích thước trường bức xạ



Hình 7: Kích thước trường bức xạ đối với CC13 và RAZOR.

IV. BÀN LUẬN

Sự khác nhau về phân bố liều theo độ sâu trên trục chính của chùm tia đối với năng lượng 6 và 15 MV cho đầu đo CC13 và RAZOR được biểu diễn trên hình 2. Nhìn chung, đường PDD tương đồng cho cả hai loại đầu đo ngoại trừ vùng build-up. Sự khác nhau tăng từ d_{max} tới bề mặt phantom nước, lên đến 33%. Cụ thể là trong vùng build-up, tín hiệu thu nhận của CC13 luôn lớn hơn RAZOR. Hiện tượng này là do ảnh hưởng của kích thước đầu đo, với kích thước tương đối lớn mà buồng ion hóa này cho tín hiệu thu được lớn hơn giá trị thực [7]. Trong vùng từ d_{max} tới độ sâu 30 cm, sự khác nhau không quá 5%.

Phân bố liều theo phương ngang có sự khác biệt lớn ở ngoài vùng trường chiếu, đặc biệt là trong vùng bán dạ, điều này được thể hiện trên các hình 3, 4, 5. Sự khác biệt lớn trong vùng bán dạ có khuynh hướng giảm theo độ sâu của mặt phẳng đo. Nguyên nhân này có thể được giải thích khi độ sâu đo đặc càng tăng thì kích thước trường bức xạ càng lớn, do vậy ảnh hưởng của thể tích của đầu đo CC13 đến kết quả đo cũng giảm theo. Ở ngoài vùng trường chiếu, đối với năng lượng 6 MV, thông số OCR của RAZOR lớn hơn so với CC13, nguyên nhân là trong vùng này, chủ yếu là các thành phần bức xạ tán xạ từ đầu máy hoặc từ những vùng thể tích phantom xung quanh, đây là những thành phần năng lượng thấp. Diode bán dẫn có độ nhạy cao, năng lượng để giải phóng một cặp điện tử - ion dương trong chất bán dẫn vào cỡ 3,6 eV, trong khi giá trị này của buồng ion hóa dạng khí xấp xỉ 34 eV [6]. Tuy nhiên, thông số OCR của RAZOR lại nhỏ hơn so với CC13 ở ngoài vùng trường chiếu đối với năng lượng 15 MV, điều này có thể được giải thích do thành phần phổ năng lượng của bức xạ tán xạ từ đầu máy và các phần thể tích phantom xung quanh dịch chuyển về phía năng lượng cao.

Kích thước vùng bán dạ là thông số thể hiện sự khác biệt lớn giữa đầu đo CC13 và RAZOR khi đo đặc trong vùng này. Hình 6 chỉ ra rằng kích thước vùng bán dạ đối với CC13 luôn lớn hơn RAZOR

cho cả hai mức năng lượng 6 MV và 15 MV. Tỉ số trung bình về kích thước vùng bán dạ đo được bởi CC13 so với RAZOR là lần lượt là 1,8, và 1,3 tương ứng cho năng lượng 6 MV và 15 MV. Hiệu ứng lấy trung bình theo thể tích của đầu đo luôn tồn tại trong vùng bán dạ, đầu đo có thể tích càng lớn thì ảnh hưởng của hiệu ứng này càng cao. Khi đầu đo có kích thước lớn so với bề rộng vùng bán dạ, hiệu ứng lấy trung bình theo thể tích khiến cho tỉ số tín hiệu đo được ở vùng này so với điểm nằm trên trục chính nhỏ hơn thực tế, điều này khiến cho độ rộng vùng bán dạ tăng lên.

Kích thước trường bức xạ khi đo bằng CC13 và RAZOR có sự khác nhau không đáng kể. Hình 7 cho thấy kích thước trường bức xạ tương đồng nhau đối với các phép đo ở độ sâu khác nhau cho cả hai mức năng lượng 6 MV và 15 MV.

V. KẾT LUẬN

Từ những kết quả đo đặc cho thấy với cùng một thông số bức xạ được khảo sát thì diode bán dẫn RAZOR và buồng ion hóa CC13 thể hiện sự chênh lệch trong kết quả đo đặc ở những mức độ khác nhau. Ảnh hưởng do hiệu ứng thể tích của CC13 lớn hơn so với RAZOR đối với các trường bức xạ 2x2, 3x3, 4x4 cm² trong nghiên cứu của chúng tôi. Do vậy diode bán dẫn RAZOR sẽ phù hợp hơn buồng ion hóa CC13 trong phép đo đối với các trường chiếu nhỏ.

VI. KIẾN NGHỊ

Nhóm nghiên cứu đã thực hiện khảo sát với một số trường bức xạ có kích thước nhỏ, tuy nhiên cần thực hiện thêm khảo sát này cho một số trường bức xạ lớn hơn để đánh giá mức độ phù hợp của từng loại đầu đo. Sau đó cần tiến hành mô hình hóa hai máy gia tốc tuyến tính xạ trị tương ứng với dữ liệu được khảo sát từ hai loại đầu đo trên hệ thống lập kế hoạch xạ trị và tiến hành QA kế hoạch trên phantom nhằm khảo sát mức độ phù hợp của kết quả phân bố liều lập kế hoạch so với đo đặc.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. IAEA (2017), TRS 483: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Vienna, Austria.
2. H Keivan, D. Shahbazi-Gahrouei, A. Shanei (2018), Evaluation of Dosimetric Characteristics of Diodes and Ionization Chambers in Small Megavoltage Photon Field Dosimetry, International Journal of Radiation Research, Volume 16, No3.
3. Indra J. Das, George X. Ding, Andres Ahnesjo (2007), Small Fiels: Nonequilibrium Radiation Dosimetry, Med. Phys.
4. J. U. Wuerfel (2013), Dose Measurement in Small Fields, Medical Physics International Journal, vol 1, No 1.
5. Rezaee V, Shahbazi-Gahrouei D, Monadi S, Saeb M (2016), Evaluaton of error doses of treatment planning software using solid Anthropomorphic phantom, J Isfahan Med Sch.
6. Stefaan Tavernier (2010), Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics, Springer.
7. Timothy C. Zhu (2010), Small Fields: Dosimetry in Electron Disequilibrium Region, Journal of Physics: Conference Series 2050.
8. T. Siji Cyriac. et al. (2015), Out-of-Field Photon Dosimetry Study Between 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiation Therapy in the Management of Prostate Cancer, International Journal of Radiation Research, Volume 13, No2.
9. Wrya Parwaie. et al. (2018), Different Dosimeters/ Detectors Used in Small-Field Dosimetry: Pros and Cons, Journal of Medical Signals & Sensors.