

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

## ارزیابی میزان آلودگی فوتونی اپلیکاتور Beam Shaper مورد استفاده در رادیوتراپی حین عمل توسط شبیه‌سازی مونت کارلو

حیدرلو، نعمت‌الله<sup>(۱)</sup> - آقامیری، سیدمحمودرضا<sup>(۱)</sup> - مهدوی، سیدربیع<sup>(۲)</sup> - باغانی، حمیدرضا\*<sup>(۳)</sup>

<sup>۱</sup> دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، گروه پرتو پزشکی

<sup>۲</sup> دانشگاه علوم پزشکی ایران، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی

<sup>۳</sup> دانشگاه حکیم سبزواری، دانشکده علوم، گروه فیزیک

### چکیده:

اپلیکاتور Beam Shaper نوعی اپلیکاتور مورد استفاده در شتابدهنده‌های اختصاصی رادیوتراپی حین عمل LIAC است که باعث تولید میدان‌های مربعی و مستطیلی می‌شود. با توجه به استفاده از تیغه‌های فلزی برای شکل دادن به میدان‌های تابش الکترون، استفاده از این نوع اپلیکاتور می‌تواند آلودگی فوتونی قابل توجهی را به دنبال داشته باشد. در این کار میزان آلودگی فوتونی این اپلیکاتور در میدان‌های بالینی  $1 \times 1$  تا  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج حاصل نشان داد که آلودگی فوتونی باعث افزایش میزان دوز رسیده به سطح خواهد شد که میزان این مشارکت با کاهش ابعاد میدان افزایش می‌یابد.

**کلمات کلیدی:** رادیوتراپی حین عمل، آلودگی فوتونی، Beam Shaper، شتابدهنده MCNPX LIAC

### مقدمه:

رادیوتراپی حین عمل ( $\text{IORT}^1$ ) تلفیقی از جراحی و رادیوتراپی است که در آن پرتودهی در یک جلسه همزمان یا بلافاصله بعد از عمل جراحی انجام می‌شود [۱]. پرتودهی بستر تومور در IORT، به منظور اطمینان از نابودی سلول‌های باقیمانده پس از جراحی انجام می‌پذیرد. برای پیاده‌سازی IORT می‌توان از روش‌های مختلفی شامل باریکه الکترون ( $\text{IOERT}^2$ )، پرتوهای ایکس کم انرژی (Low-KV IORT) و همچنین چشمه‌های پرتوزا با فعالیت بالا ( $\text{IOBRT}^3$ ) یا

<sup>1</sup> Intraoperative Radiation Therapy

<sup>2</sup> Intraoperative Electron Radiation Therapy

<sup>3</sup> Intraoperative Brachytherapy

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

(HDR-IORT) [۲] استفاده کرد. در روش IOERT از باریکه الکترون برای پرتودهی به بستر تومور استفاده می‌شود. به دلیل توزیع دوز یکنواخت و عمق نفوذ مناسب [۳]، استفاده از IOERT مرسوم‌تر از روش‌های دیگر است [۴]. برای پیاده‌سازی IOERT هم می‌توان از شتابدهنده‌های خطی مرسوم و هم از شتابدهنده‌های متحرک اختصاصی طراحی شده برای این منظور استفاده کرد؛ البته با توجه به مشکلاتی نظیر افزایش زمان درمان و استریل ماندن مسیر انتقال بیمار از بخش جراحی به بخش رادیوتراپی، استفاده از شتابدهنده‌های کوچک و متحرک اختصاصی در اتاق‌های عمل، بدون در نظر گرفتن حفاظ سازی پیچیده رو به افزایش است. به‌طور کلی سه نوع شتابدهنده اختصاصی شامل Mobetron، Novac و LIAC برای استفاده در رادیوتراپی حین عمل مورد وجود دارد. این شتابدهنده‌ها دارای مقادیر دوز بر پالس بسیار بالایی هستند که علاوه بر تحویل دوز بالا به بیمار، زمان درمان را نیز به طور قابل توجهی کاهش می‌دهند [۵-۷]. اپلیکاتور Beam Shaper نوعی اپلیکاتور مورد استفاده در شتابدهنده‌های اختصاصی رادیوتراپی حین عمل LIAC است که موجب تولید میدان‌های درمانی مناسب (مربعی و مستطیلی) می‌شود. به دلیل استفاده از تیغه‌های فلزی در انتهای این اپلیکاتور به منظور هدایت باریکه الکترون به سمت هدف درمان و تولید میدان‌های مربعی و مستطیلی، احتمال آلودگی فوتونی باریکه الکترون در اثر برخورد الکترون‌ها با تیغه فلزی و تولید تابش ترمزی وجود دارد. در این پژوهش با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو به بررسی میزان آلودگی فوتونی ناشی از این نوع اپلیکاتور در میدان‌های درمانی مختلف پرداخته شده است. برای این کار ابتدا سر دستگاه و اپلیکاتور Beam Shaper مدل سازی و سپس اعتبار مدل شبیه‌سازی شده از طریق مقایسه منحنی‌های توزیع دوز عمقی بدست آمده با نتایج حاصل از دوزیمتری عملی ارزیابی گردید. در نهایت میزان آلودگی فوتونی مربوط به میدان‌های موردنظر به صورت کمی و از طریق محاسبه میزان دوز ناشی از مشارکت فوتون‌ها در سطح فانتوم مورد بررسی قرار گرفت.

## روش کار:

شبیه‌سازی سر شتابدهنده و اپلیکاتور Beam Shaper با استفاده از کد مونت کارلوی MXNPX نسخه ۲٫۶ انجام گرفت. اطلاعات هندسی اپلیکاتور Beam Shaper و داده‌های فنی مربوط به چشمه تابش و هندسه سر شتابدهنده با استفاده از داده‌برگ<sup>۴</sup>های شرکت سازنده شتابدهنده اختصاصی LIAC (سوردینا، ایتالیا) و اپلیکاتور Beam Shaper تهیه شد. هندسه سر دستگاه و اپلیکاتور مذکور و جنس مواد به‌کاررفته در سر دستگاه و همچنین اضافه کردن کارت‌های داده

<sup>4</sup> Data Sheet

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

برای استخراج خروجی‌های موردنیاز در ۴۳۰ خط کد نویسی شد که دقت هندسه به کار رفته در آن از مرتبه صدم میلی‌متر (۰,۰۰۱ cm) بود. برای اعتبارسنجی مدل مونت کارلوی شبیه‌سازی شده، منحنی‌های توزیع دوز عمقی برای دو میدان خاص ۴×۴ و ۸×۸ سانتی‌متر مربع در چهار انرژی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV محاسبه و با نتایج حاصل از دوزیمتری عملی توسط اتاقک یونش Advanced Markus مقایسه شد. برای محاسبه منحنی توزیع دوز عمقی از یک سری سلول استوانه‌ای به قطر ۵ میلی‌متر و ضخامت ۲ میلی‌متر که در امتداد محور مرکزی باریکه الکترون در داخل یک فانتوم آب به ابعاد  $30 \times 30 \times 16 \text{ cm}^3$  قرار گرفته بودند، استفاده گردید. برای محاسبه دوز از تالی استاندارد \*F8:p,e\* استفاده شد. تمام برنامه‌ها در مد فوتون و الکترون و برای تعداد پانصد میلیون ذره اجرا شدند. خطای آماری در تمامی برنامه‌ها بدون استفاده از روش‌های کاهش واریانس کمتر یک درصد بود. به دلیل هندسه نسبتاً پیچیده و ترابرد ذرات چشمه تابش باردار (الکترون) از کارت قطع انرژی برای الکترون‌ها و فوتون‌ها به ترتیب ۰,۵ MeV و ۰,۰۱ MeV استفاده شد [۸].

[۹]. برای اندازه‌گیری منحنی توزیع دوز عمقی از اتاقک یونش Advanced Markus در فانتوم آب خود کار PTW MP3-XS استفاده شد. این دوزیمتر صفحه تخت به دلیل پنجره ورودی نازک و همچنین اندازه کوچک (حجم حساس  $0,02 \text{ cm}^3$ ) دارای قدرت تفکیک مکانی بسیار مناسبی برای اندازه‌گیری منحنی توزیع دوز عمقی می‌باشد [۱۰]. برای مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی، از تحلیل گاما با در صد اختلاف دوز ۳٪ و فاصله تا توافق ۳ میلی‌متر، مطابق توصیه Low، استفاده شد [۱۱].

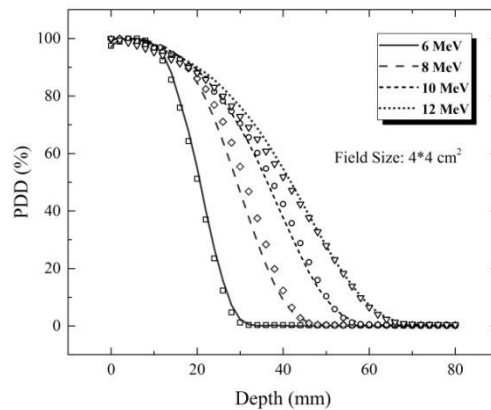
در نهایت برای بررسی آلودگی فوتونی مربوط به میدان‌های بالینی مختلف حاصل از اپلیکاتور Beam Shaper (۱×۱) تا  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  در انرژی‌های مختلف شتابدهنده LIAC (انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV)، میزان مشارکت فوتون‌ها در میزان دوز رسیده به سطح فانتوم، به صورت کمی و از طریق بکارگیری تالی استاندارد F4 و کارت‌های DE4 و DF4 محاسبه شد.

## نتایج:

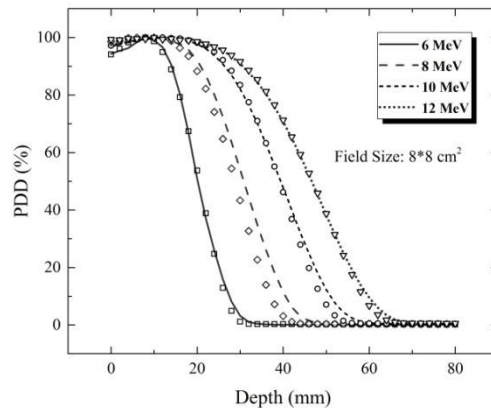
منحنی‌های درصد دوز عمقی حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو در میدان‌های مربعی  $4 \times 4$  و  $8 \times 8 \text{ cm}^2$  به ازای انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV در شکل‌های ۱ و ۲ نمایش داده شده‌اند (علامت‌های توخالی). خطوط نیز نشان‌دهنده نتایج حاصل از دوزیمتری عملی توسط اتاقک یونش می‌باشد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و دوزیمتری عملی از توافق قابل قبولی برخوردارند. نتایج حاصل از تحلیل گاما نیز صحت این ادعا را مورد تأیید قرار می‌دهد. مقدار شاخص گاما در ۹۵٪ از موارد (عمق‌های مورد بررسی) به ازای تمامی انرژی‌ها و میدان‌های

۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

تابش مورد مطالعه کوچک‌تر از یک بود که این معیاری از وجود یک توافق مطلوب میان نتایج حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی می‌باشد.



شکل ۱: مقایسه منحنی توزیع دوز عمقی ناشی از شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی در انرژی‌های مختلف برای میدان مربعی ۴×۴ سانتی‌متر مربع. نتایج تجربی با خطوط ممتد و نتایج حاصل از محاسبات مونت کارلو به صورت علامت‌های توخالی نمایش داده شده‌اند.

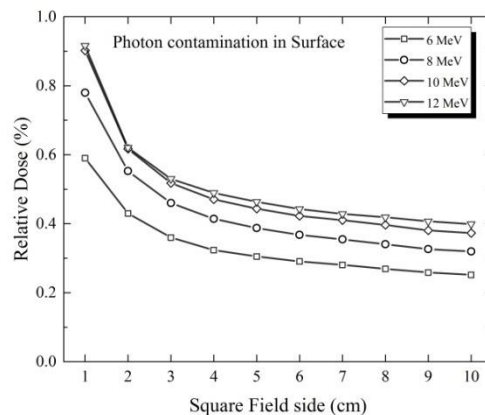


شکل ۲: مقایسه منحنی توزیع دوز عمقی ناشی از شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی در انرژی‌های مختلف برای میدان مربعی ۸×۸ سانتی‌متر مربع؛ نتایج تجربی با خطوط ممتد و نتایج حاصل از محاسبات مونت کارلو به صورت علامت‌های توخالی نمایش داده شده‌اند.

پس از اطمینان از صحت مدل مونت کارلوی شبیه‌سازی شده، میزان آلودگی فوتونی ناشی از بکارگیری اپلیکاتور Beam Shaper در میدان‌های بالینی مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج مربوط به میزان دوز ناشی از فوتون‌ها در

۱۶ و ۵ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

سطح فانتوم آب ناشی برای میدان‌های  $1 \times 1$  تا  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> در چهار انرژی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV در شکل ۳ نشان داده شده است. قابل ذکر است که مقادیر گزارش شده نسبت به دوز بیشینه کل (دوز فوتون و الکترونی) در انرژی متناظر بهنجار شده است. همان‌طور که در شکل ۳ ملاحظه می‌شود، با افزایش ابعاد میدان میزان آلودگی فوتونی به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد.



شکل ۳: آلودگی فوتونی در سطح فانتوم برای میدان‌های مربعی  $1 \times 1$  تا  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> در انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV

## بحث و نتیجه‌گیری:

در این کار با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو به ارزیابی آلودگی فوتونی حاصل از اپلیکاتور Beam Shaper مورد استفاده در رادیوتراپی حین عمل در میدان‌ها و انرژی‌های مختلف باریکه الکترون پرداخته شد. همان‌طور که در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است، توافق قابل قبولی میان نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و دوزیمتری عملی وجود دارد که این واقعیت صحت مدل شبیه‌سازی شده را مورد تایید قرار می‌دهد. با توجه به نتایج گزارش شده در شکل ۳، می‌توان نتیجه گرفت که آلودگی فوتونی در میدان‌های کوچک بیشینه و با افزایش ابعاد میدان، از مقدار آن کاسته می‌شود. دلیل این امر احتمال بیشتر برهمکنش الکترون با تیغه به دلیل بزرگتر شدن سطحی از تیغه است که در داخل میدان قرار می‌گیرد. با افزایش احتمال برهمکنش الکترون، احتمال تولید تابش ترمزی و در نتیجه آلودگی فوتونی افزایش می‌یابد. بعلاوه همان‌طور که از شکل ۳ قابل ملاحظه است، میزان آلودگی فوتونی با افزایش انرژی در یک میدان تابش ثابت نیز افزایش می‌یابد. دلیل این واقعیت نیز افزایش احتمال تولید تابش ترمزی و آلودگی فوتونی با افزایش انرژی الکترون

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

فرودی بر روی سطوح تیغه فلزی است. در نهایت نتایج حاصل از این کار نشان داد که استفاده از اپلیکاتور Beam Shaper باعث افزایش میزان دوز رسیده به سطح می‌گردد. با توجه به اینکه در رادیوتراپی حین عمل سطح نیز بخشی از هدف درمان است، این ویژگی می‌تواند مطلوب تلقی گردد.

## مراجع:

- [۱] C. G. Willett, B. G. Czito, and D. S. Tyler, "Intraoperative radiation therapy," *J Clin Oncol*, vol. 25, pp. 971-977, 2007
- [۲] A. Sztankay, "Importance of intraoperative radiation therapy in the treatment of soft tissue sarcoma: data at hand," *Memo*, pp. 1-5, 2014
- [۳] H. R. Baghani, S. M. R. Aghamiri, S. R. Mahdavi, M. E. Akbari, and H. R. Mirzaei, "Comparing the dosimetric characteristics of the electron beam from dedicated intraoperative and conventional radiotherapy accelerators," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 16, 2015
- [۴] R. Orecchia, M. Ciocca, G. Tosi, S. Franzetti, A. Luini, G. Gatti, *et al.*, "Intraoperative quality assurance electron beam radiotherapy (ELIOT) to the breast: A need for a programme," *The Breast*, vol. 14, pp. 541-546, 12// 2005
- [۵] W. J. J. Rogier, A. F. Bruce, and J. F. D. Wim, "Prototyping a large field size IORT applicator for a mobile linear accelerator," *Phys Med Biol*, vol. 53, p. 2089, 2008
- [۶] E. K. Sergio Righi, Giuseppe Felici, Fabio Di Martino, "Dosimetric characteristics of electron beams produced by two mobile accelerators, Novac7 and Liac, for intraoperative radiation therapy through Monte Carlo simulation," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 14, 2013-01-07 2013

۱۳۹۴ و ۱۶ اسفندماه  
دانشگاه یزد

- M. Ciocca, G. Pedroli, R. Orecchia, A. Guido, F. Cattani, R. Cambria, *et al.*, "Radiation survey around a Liac mobile electron linear accelerator for intraoperative radiation therapy," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 10, 2009 [۷]
- G. Iaccarino, L. Strigari, M. D. Andrea, L. Bellesi, G. Felici, A. Ciccotelli, *et al.*, "Monte Carlo simulation of electron beams generated by a 12 MeV dedicated mobile IORT accelerator," *Phys Med Biol*, vol. 56, p. 4579, 2011 [۸]
- A. Soriani, G. Iaccarino, G. Felici, A. Ciccotelli, P. Pinnarò, C. Giordano, *et al.*, "Development and optimization of a beam shaper device for a mobile dedicated IOERT accelerator," *Med Phys*, vol. 39, pp. 6080-6089, 2012 [۹]
- Pychlau, "Ionizing Radiation: Detectors Including Codes of Practice," PTW, PTW-Freiburg, 2012 [۱۰]
- D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions," *Med Phys*, vol. 25, pp. 656-661, 1998 [۱۱]