

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

بررسی میدان های کوچک تابشی با مدل سازی سر درمان یک شتاب دهنده خطی به روش مونت کارلو در درمان IMRT

موسی زاده، مصطفی*^(۱) - شمسایی زفرقندی، مجتبی^(۲) - گرایلی، غزاله^(۳)

^(۱) و ^(۲) دانشگاه امیرکبیر، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، گروه پرتوپزشکی

^(۳) دانشگاه تهران، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی

چکیده:

IMRT روش نوین پرتودرمانی است که بوسیله شتاب دهنده خطی در درمان سرطان مورد استفاده قرار می گیرد. در این پژوهش سر درمانی شتاب دهنده خطی مجهز به MLC با انرژی ۶ MV به وسیله کد BEAMnrc مدل سازی شد. هدف این گزارش بررسی دقت کد مذکور در ارزیابی میدان های کوچک مورد استفاده در درمان های IMRT است. پس از شبیه سازی و انجام محاسبات برای میدان های کوچک 2×2 ، 4×4 و 6×6 cm² مشخص شد مقدار میانگین اختلاف دز در نمودارهای دز عمقی کمتر از ۲٪ و درصد اختلاف دز و فاصله تا توافق برای نمودارهای پروفایل دز بترتیب کمتر از ۳٪ و ۳ mm می باشد. در نتیجه شتاب دهنده مورد استفاده در بیمارستان پارس برای درمان به روش IMRT قابل اطمینان است.

کلمات کلیدی: میدان های کوچک، IMRT، BEAMnrc

مقدمه:

مرسوم ترین روش پرتودرمانی، پرتودرمانی خارجی است و IMRT یکی از روش های نوین پرتودرمانی خارجی محسوب می شود [۱]. شتاب دهنده های خطی به منظور پرتو درمانی خارجی مورد استفاده قرار می گیرند. در این روش برای درمان سرطان از چند زاویه مختلف با شدت نایکنواخت به تومور تابش داده می شود. این امر سبب حفظ اندام های حساس مجاور تومور از دریافت دز اضافی می شود. در طراحی درمان IMRT از میدان های کوچک تابشی شکل گرفته بوسیله MLC^۱ استفاده می شود. استفاده از میدان های کوچک تابشی این امکان را فراهم می کند تا اندام های حساس مجاور هرچه بیشتر از دریافت دز اضافی در امان بمانند و همچنین تومور مورد نظر به صورت دقیق دز تجویزی را دریافت نماید. طبق مطالعه خام هیث و همکاران [۲] کد BEAMnrc برای انجام این مطالعه مناسب می باشد همچنین طبق مطالعه آقای اسکات [۳] انطباق خوبی بین داده های حاصل از شبیه سازی برای میدان های کوچک بوسیله این کد بدست می آید. شبیه سازی بر روی شتاب دهنده خطی بیمارستان پارس

^۱. Multi Leaf Collimator

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

صورت گرفت و از آنجا که در این مرکز MLC بصورت وسیله خارجی بر روی شتاب‌دهنده بارگذاری شده است بنابراین تحقیق بر روی درستی داده‌های دزیمتری به وسیله شبیه‌سازی با کد قابل اطمینان مورد مطالعه قرار گرفت.

روش کار :

مرحله اول: شبیه‌سازی شتاب‌دهنده

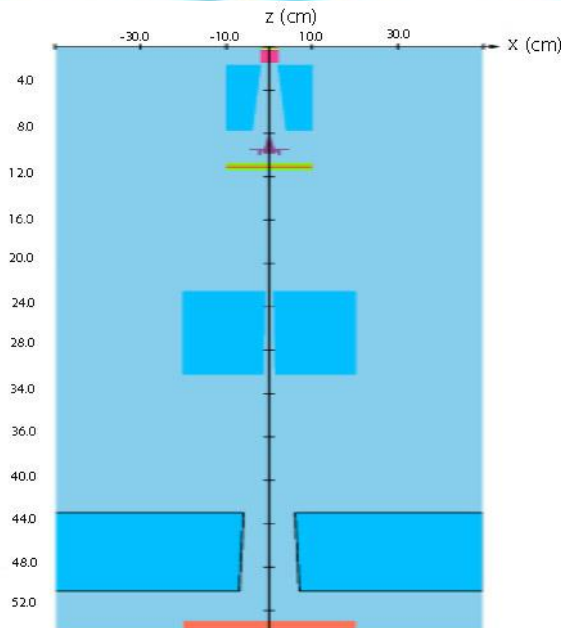
از کد BEAMnrc [۴] که بر اساس کد مونت‌کارلو EGSnrc [۵] است، برای شبیه‌سازی سر درمانی^۲ شتاب‌دهنده خطی ۶MV پزشکی زیمنس پرایموس موجود در بیمارستان پارس تهران استفاده شد. اصول کار دستگاه بر مبنای شتاب‌دهی به الکترون‌ها و استفاده از باریکه فوتون حاصل از برخورد پرتو الکترونی به هدف است. چشمه فوتونی ۶MV با استفاده از اطلاعات دقیق مربوط به ساختارهای سر درمانی شتاب‌دهنده پزشکی، تهیه شده از شرکت سازنده، شبیه‌سازی شد. پس از بررسی‌های مستقیمی که از MLC مرکز رادیوتراپی امید تهران (دقیقاً همان مدل موجود در بیمارستان پارس) در حین بارگذاری انجام شد مازول VARMCLC که قابلیت در نظر گرفتن فاصله‌های هوایی^۳ بین تیغه‌ها و ایجاد تیغه‌های با عرض^۴ متغیر را داراست همراه با تغییر پارامترهایی مانند H-SCREW, H-GROOVE, W-SCREW, H-TONGUE, W-GROOVE, W-TONGUE به عنوان مازول مناسب انتخاب گردید. جدول شماره (۱) بیان‌کننده ماده اصلی سازنده و اسامی مازول‌های بکار رفته در قسمت‌های مختلف مدل سازی سر شتاب‌دهنده می‌باشد. شکل شماره (۱) نمونه هد مدل سازی شده بو سیله کد BEAMnrc را به تصویر کشیده است.

^۲ . head treatment

^۳ . Air gap

^۴ .Width

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد



شکل ۱. سردرمان شتاب‌دهنده مدل‌سازی شده توسط کد **BEAMnrc**

جدول ۱: ماژول‌ها و مواد سازنده اجزای سر دستگاه

نام بخش	نام ماژول	ماده اصلی سازنده
هدف	SLAB	نیکرو
کولیماتور اولیه	CONS3R	تنگستن
فیلتر مسطح کننده	FLATFILT	فولاد زنگ نزن
اتاقک یونش	SLAB	نیتروژن و سرامیک
کولیماتور ثانویه	JAW	تنگستن
MLC	VARMLC	تنگستن
Phase space	SLAB	هوا

از چشمه شماره ۱۹ در کد BEAMnrc برای تعریف باریکه الکترونی استفاده شد. انرژی‌های قطع برای الکترون MeV ۰/۵۲۱ و برای فوتون MeV ۰/۰۱ [۶] در نظر گرفته شد. از اندرکنش اجباری فوتون و پراکندگی رایلی استفاده نشد. به منظور کاهش زمان شبیه‌سازی و بهبود عدم قطعیت از تقسیم مسیر اشعه ترمزی یا DBS استفاده شده است. این فاکتور در همه شبیه‌سازی‌های این مطالعه با مقدار 7 cm برای شعاع میدان تقسیمی و مقدار ۱۰۰۰ به عنوان تعداد تقسیم اشعه ترمزی طبق مطالعات قبلی تنظیم گردید [۷]. برای سایر پارامترها مقادیر پیش فرض کد اتخاذ گردید. علاوه بر این جهت دستیابی به خطای آماری زیر ۱٪ که نشان از دقت قابل قبول در شبیه‌سازی است در کد BEAMnrc تعداد تاریخچه 5×10^8 در نظر گرفته شد. [۶]

پس از اینکه اطلاعات ذکر شده در فایل phase space ذخیره شد این فایل به عنوان چشمه (SOURCE=2) در محاسبه توزیع دز به وسیله کد مونت کارلو DOSXYZnrc استفاده شد [۸]. جهت محاسبه دز نیز یک فانتوم آب با ابعاد $20 \times 20 \times 20\text{ cm}^3$ طراحی شد. در این مرحله برای محاسبه دز به فانتوم آب تعداد 1×10^9 تاریخچه در نظر گرفته شد تا منحنی‌هایی با درجه صافی مناسب ایجاد شود. مرحله دوم: اعتبار سنجی

پس از انجام هر شبیه‌سازی برای اعتبار سنجی سر شتاب‌دهنده مدل‌سازی شده منحنی‌های در صد دز عمقی (PDD^۵) و پروفایل دز^۶ بیم تابشی حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی (اطلاعات مربوط به کالیبراسیون دستگاه بیمارستان پارس تهران) باهم مقایسه می‌شوند. در این مطالعه برای این منظور طبق روش پیشنهادی توسط Rogers و Sheikh-Bagheri [۹] فرایند اعتبار سنجی انجام شد. بر اساس این

^۵. Percent Depth Dose

^۶. dose profile

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

مطالعه عواملی که بر روی بیم تابشی اثر می‌گذارند مقدار انرژی اولیه و FWHM باریکه الکترونی برخوردکننده به هدف است بنابراین در آغاز بهترین مقادیر در مورد انرژی اولیه و FWHM حدس زده می‌شود و سپس با آزمون و خطا مقدار بهینه این دو پارامتر تخمین زده می‌شود. همچنین ذکر شده است که میزان اثرگذاری انرژی اولیه انتخابی بر روی منحنی PDD بسیار بیشتر از اثرگذاری FWHM بر روی این منحنی است و میزان اثرگذاری FWHM بر روی پروفایل بیم تابشی بسیار بیشتر از اثرگذاری انرژی اولیه باریکه الکترونی است. به همین دلیل در ابتدا مقدار FWHM ثابت نگه‌داشته شد و با تغییر انرژی اولیه باریکه الکترون و بررسی اثر آن بر روی منحنی PDD بهترین مطابقت با کمترین خطا به عنوان انرژی انتخابی اتخاذ گردید. سپس انرژی اولیه را ثابت نگه‌داشته و این بار مقادیر FWHM تغییر داده شد تا بهترین مطابقت بین منحنی تجربی و منحنی شبیه‌سازی به دست آید. داده‌های حاصل از دزیمتری تجربی و شبیه‌سازی برای ترسیم منحنی‌های PDD به بیشترین مقدار دز و منحنی‌های پروفایل دز نیز به دز نقطه مرکزی میدان تابشی نرمالیزه شد [۱۰]. شبیه‌سازی‌های اولیه بر روی میدان مرجع $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در SSD برابر 100 cm و منحنی‌های پروفایل دز در همین SSD و در عمق 10 cm انجام شد. معیار مقایسه پروفایل‌های حاصل از شبیه‌سازی با مقادیر تجربی در نقاطی از پروفایل‌های دز که گرادیان دز کم بود از پارامتر درصد اختلاف دز (DD%) و در نقاط با گرادیان دز بالا از پارامتر فاصله تا توافق (DTA%) برحسب mm استفاده شد. در مرحله دوم پس از انتخاب انرژی اولیه و FWHM مناسب شبیه‌سازی در میدان‌های کوچک $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ، $4 \times 4 \text{ cm}^2$ و $6 \times 6 \text{ cm}^2$ انجام شد و منحنی‌های پروفایل دز و دز عمقی رسم گردید تا توانایی استفاده از این مدل در طراحی درمان IMRT بررسی شود.

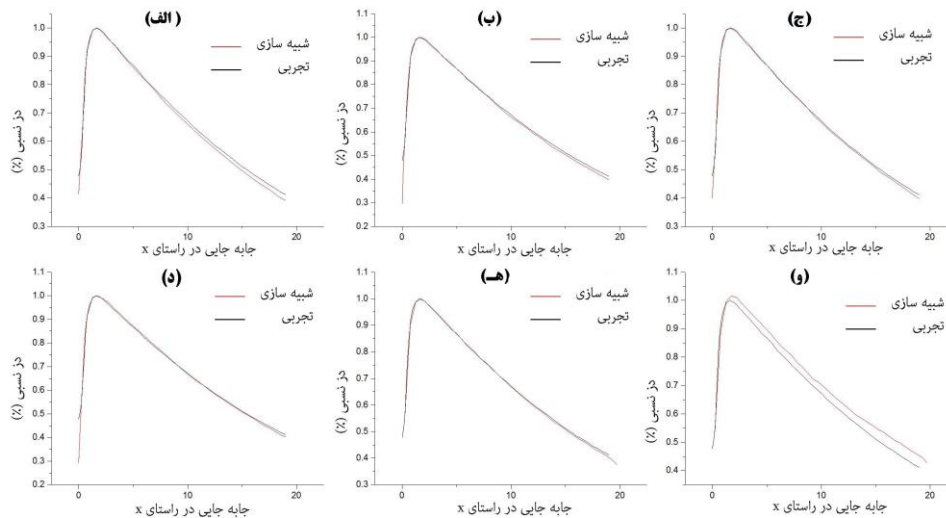
نتایج

در ابتدا منحنی‌های دز عمقی برای انرژی‌های ۶، ۶/۲، ۶/۳، ۶/۴، ۶/۵ و ۷ Mev با انجام شبیه‌سازی‌ها و سپس با استفاده از نرم-افزار ORIGIN ترسیم شد. پس از محاسبه میانگین خطای دز مشاهده شد که به ازای انرژی ۶/۴ Mev میزان خطا از داده‌های تجربی کمتر از ۲٪ بدست آمده است که از این لحاظ نسبت به سایر موارد انتخاب مناسب‌تری برای انرژی اولیه الکترون‌های فرودی می‌باشد. شکل ۲ نمودارهای منحنی دز عمقی در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و SSD برابر 100 cm در انرژی‌های مذکور را نشان می‌دهد.

⁷ .dose difference

⁸ .distance to agreement

۱۶ و ۵ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

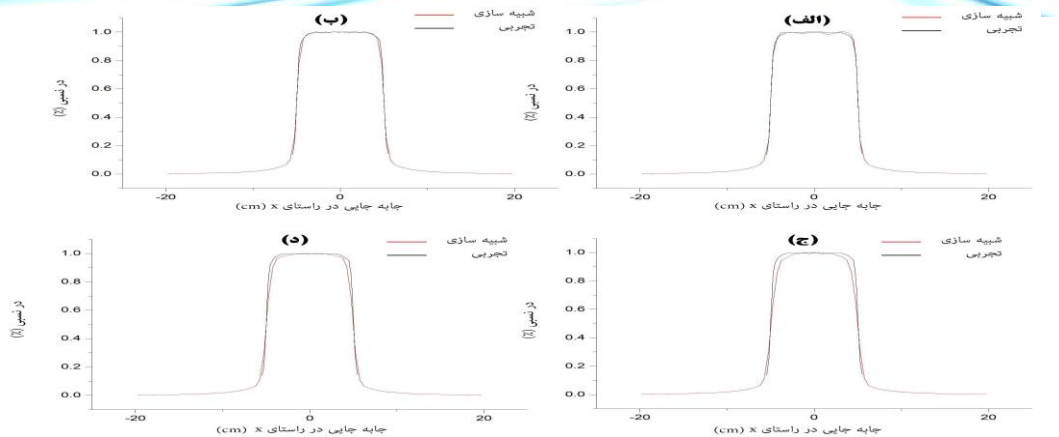


شکل ۲. منحنی های دز عمقی برای الف) ۶ (ب) ۶/۲ (ج) ۶/۳ (د) ۶/۴ (ه) ۶/۵ (و) ۷ Mev برای میدان 10×10 و ssd برابر 100 cm

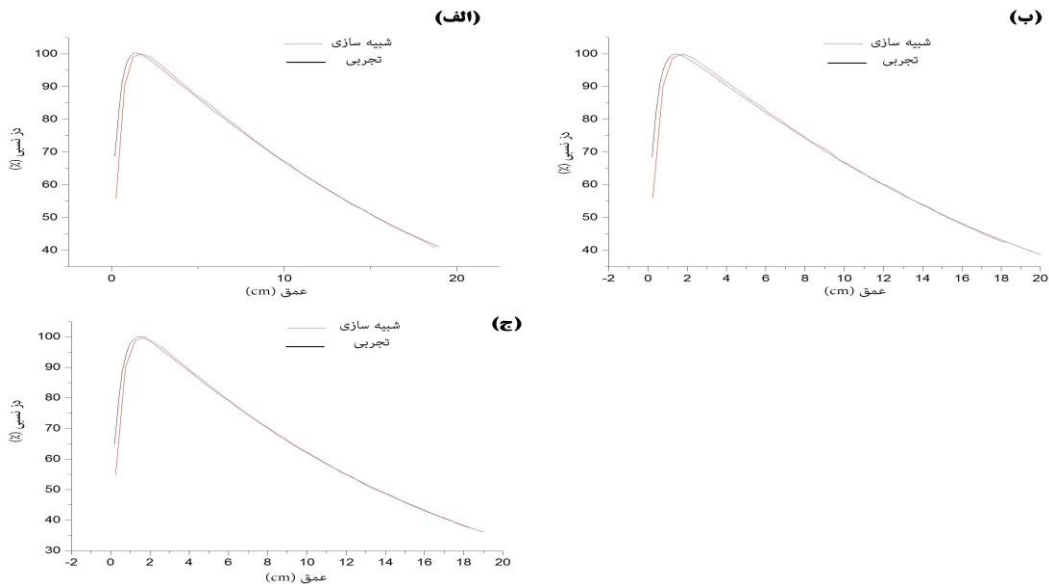
سپس با ثابت نگه داشتن انرژی و تغییر FWHM به ازای مقادیر ۰/۲، ۰/۳، ۰/۴ و ۰/۵ مشاهده شد در FWHM برابر 0.3 cm درصد اختلاف دز $0.20 \pm 0.01\%$ و فاصله تا توافق 1.9 ± 0.1 mm به دست می آید که بهترین گزینه نسبت به سایر موارد می باشد. شکل ۳ منحنی پروفایل در SSD برابر 100 cm و عمق 10 cm را نمایش می دهد.

بنابراین بدلیل اینکه در میدان 10×10 cm² نتایج شبیه سازی با دقت خوبی با مقادیر تجربی مطابقت داشت نوبت به بررسی هد درمان مدل سازی شده در میدان های کوچک می باشد. در شکل ۴ منحنی های دز عمقی به ازای انرژی ۶/۴ Mev در SSD برابر 100 cm برای میدان های 2×2 ، 4×4 و 6×6 رسم شده است که در تمامی موارد طبق محاسبات میانگین اختلاف دز کمتر از ۰/۲٪ می باشد.

۱۶۰۵ شماره ۱۳۹۴ و انشگاه یزد



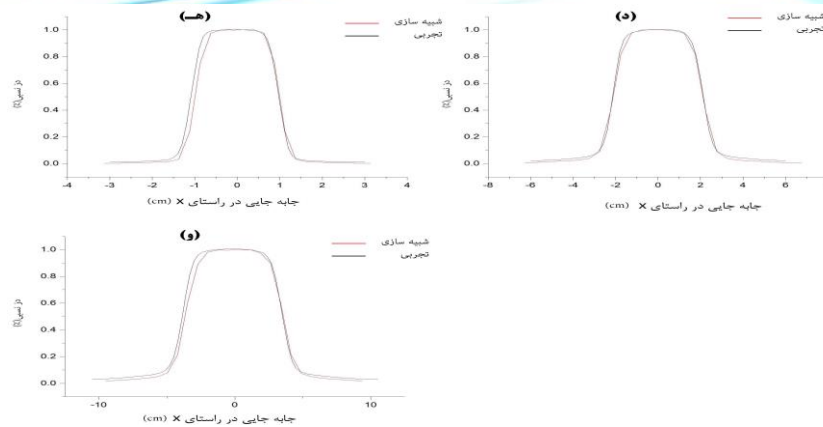
شکل ۱. منحنی‌های پروفایل دز در میدان 10×10 با انرژی 6 MeV برای FWHM های الف) 0.2 ب) 0.3 ج) 0.4 د) 0.5 در 100 cm برابر 100 cm و عمق 10 cm



شکل ۴. نمودارهای منحنی دز عمقی میدان‌های الف) 2×2 ب) 4×4 ج) 6×6 در انرژی 6 MeV و در 100 cm برابر 100 cm

در شکل ۵ نمودارهای منحنی پروفایل دز در انرژی 6 MeV و 100 cm برابر 100 cm و در عمق 10 cm برای میدان‌های 2×2 ، 4×4 و 6×6 رسم شده است. در تمامی نمودارها میزان درصد اختلاف دز و فاصله تا توافق به ترتیب از 3% و 3 mm فراتر نرفت.

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد



شکل ۲. منحنی‌های پروفایل دز برای انرژی $MeV 6/4$ برای میدان‌های (د) 2×2 (ب) 4×4 و (ا) 6×6 cm در ssd برابر 100 cm و عمق 10 cm

بحث و نتیجه گیری :

با توجه به موارد ذکر شده و مقدار خطاهای محاسبه شده از جهت انطباق داده‌های تجربی و شبیه‌سازی، حد خطای مجاز برای درصد اختلاف دز مقدار ۳٪ و فاصله تا توافق ۳ mm در مراجع ذکر می‌شود که این حدود در شبیه‌سازی‌های صورت گرفته رعایت شده‌است. لذا این نتایج ناظر بر این حقیقت است که با توجه به نتایج کد مذکور در شبیه‌سازی میدان‌های کوچک و مقادیر حاصل از اندازه‌گیری‌های دزیمتری، شتاب‌دهنده موجود در بیمارستان پارس برای انجام درمان به روش IMRT مناسب و نتایج قابل اطمینان است.

مراجع :

- [۱] Webb S., Intensity-Modulated Radiation Therapy, IOP, p. 71-77, 2001
- [۲] Heath E., Seuntjens J., Development and validation of a BEAMnrc component module for accurate Monte Carlo modelling of the Varian dynamic Millennium multileaf collimator, Phys. Med. Biol., NO. 48, 2003.
- [۳] Scott A. G. D., Nahum A. E., Monte Carlo modeling of small photon fields: Quantifying the impact of focal spot size on source occlusion and output factors, and exploring miniphantom design for small-field measurements, Med. Phys, NO. 36, 2009.
- [۴] Rogers, D., Walters B, Kawrakow I., BEAMnrc Users Manual, Ottawa, NRCC Report PIRS-0509, 2011.
- [۵] Kawrakow I., Accurate Condensed History Monte Carlo Simulation of Electron Transport. Med Phys, Vol. 27, No. 3, p. 485-498, 2000.
- [۶] Keyvan Jabbari, Hossein Saberi Anvar, Mohammad Bagher Tavakoli, Alireza Amouheidari, Monte Carlo Simulation of Siemens ONCOR Linear Accelerator with BEAMnrc and DOSXYZnrc, J Med Sign Sens, Vol. 3, p. 172-9, 2012.
- [۷] Kawrakow I., Rogers D., Walters B., Large Efficiency Improvements in BEAMnrc Using Directional Bremsstrahlung Splitting, Medical Physics, Vol. 31, No. 10, p. 2883, 2004.



بیست و دومین کنفرانس هسته‌ای ایران



۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

- [۸] Walters B, Kawrakow I, Rogers D. DOSXYZnrc Users Manual, Ottawa, NRCC Report PIRS-794 revB, 2011.
- [۹] Sheikh-Bagheri D., Rogers D., Sensitivity of Megavoltage Photon Beam Monte Carlo Simulations to Electron Beam and Other Parameters, Med Phys, Vol 29 ,No 3, p. 379–90, 2002.
- [۱۰] Pemler P., Besserer J., Schneider U., Neuenschwander H., Evaluation of a Commercial Electron Treatment Planning System based on Monte Carlo techniques (eMC), Z Für Med Phys, Vol. 16, No 4, p. 313–29, 2006.