



ارزیابی موقعیت مؤثر چشمه الکترون اپلیکاتور Beam shaper با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

باغانی، حمیدرضا^{(۱)*} - حیدرلو، نعمت‌الله^(۲) - آقامیری، سید محمودرضا^(۲)

(۱) گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران

(۲) گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

چکیده:

اپلیکاتور Beam shaper یکی از اپلیکاتورهای اختصاصی مورد استفاده در پرتودرمانی حین عمل توسط باریکه الکترون است. با توجه به وزن زیاد این اپلیکاتور و عدم امکان قرارگیری مستقیم بر روی بدن بیمار، فاصله هوایی محسوسی میان اپلیکاتور و بدن بیمار بوجود می‌آید. بنابراین، آگاهی از موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) جهت تصحیح میزان خروجی اپلیکاتور برای این اثر و تحویل دقیق میزان دوز تجویزی به بیمار امری ضروری است. هدف از این پژوهش تعیین SSD_{eff} برای تمام میدان‌های مربعی حاصل از اپلیکاتور Beam shaper در انرژی‌های مختلف با استفاده از محاسبات مونت کارلو می‌باشد. برای این کار سر شتاب‌دهنده LIAC12 به همراه اپلیکاتور Beam shaper شبیه‌سازی و پس از اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی شده، SSD_{eff} با استفاده از این مدل مونت کارلو و مطابق روش عکس مجذور فاصله در انرژی‌ها و ابعاد مختلف میدان تابش محاسبه گردید. نتایج به دست آمده نشان داد که SSD_{eff} تابعی از انرژی الکترون و اندازه میدان تابش می‌باشد. وابستگی SSD_{eff} به تغییرات ابعاد میدان به مراتب بیشتر از تغییر انرژی الکترون بود. به‌طور کلی با افزایش ابعاد میدان و انرژی باریکه الکترون SSD_{eff} نیز افزایش می‌یابد.

کلمات کلیدی: موقعیت مؤثر چشمه الکترون، پرتودرمانی حین عمل، اپلیکاتور Beam shaper، شبیه‌سازی مونت کارلو

مقدمه:

پرتودرمانی حین عمل (IORT) یکی از روش‌های خاص پرتودرمانی است که طی آن دوزهای بسیار بالایی از مرتبه ۱۰ تا ۲۵ گری بلافاصله پس از عمل جراحی به بستر تومور داده می‌شود [۱]. پرتودهی به بستر تومور بعد از جراحی به منظور اطمینان از نابودی کامل سلول‌های باقیمانده تومور و جلوگیری از عود مجدد تومور صورت می‌پذیرد. یکی از روش‌های پیاده‌سازی این روش درمانی استفاده از باریکه الکترون با حداکثر انرژی ۱۲ MeV می‌باشد که با عنوان IOERT شناخته می‌شود. استفاده از شتاب‌دهنده‌های متحرک اختصاصی برای پرتودرمانی حین عمل در حال حاضر توجه زیادی را به خود معطوف نموده است. LIAC12 نمونه‌ای از این شتاب‌دهنده‌ها است که به‌طور گسترده‌ای برای پرتودرمانی حین عمل توسط باریکه الکترون مورد استفاده قرار می‌گیرد. یکی از اپلیکاتورهای مخصوص مورد استفاده با این شتاب‌دهنده اپلیکاتور Beam shaper است که با تنظیم پیوسته شکل میدان با استفاده از یک سری تیغه ضخیم، قادر به تولید میدان‌های مربعی با ابعاد مختلف می‌باشد [۲]. به دلیل وزن بالا (۸/۲ kg) و عدم امکان قرارگیری آن بر روی بدن بیمار، این اپلیکاتور از طریق یک نگه‌دارنده به تخت متصل شده و در نزدیکی بدن بیمار قرار می‌گیرد که این کار باعث ایجاد یک گاف هوا میان اپلیکاتور

و بدن بیمار شده که در نهایت می‌تواند باعث تغییر خروجی اپلیکاتور گردد. بنابراین به منظور تحویل دقیق دوز تجویز شده و محاسبه صحیح تعداد مانیتور یونیت لازم جهت پرتودهی بیمار، فاکتور خروجی اپلیکاتور (برحسب سانتی گری بر مانیتور یونیت) بایستی برای این گاف هوا اصلاح گردد. برای این منظور، موقعیت مؤثر چشمه الکترون باید در اختیار باشد تا بتوان از طریق قانون عکس مجذور فاصله تغییرات خروجی اپلیکاتور را برای این اثر اصلاح نمود. هدف از این پژوهش، تعیین موقعیت مؤثر باریکه الکترون حاصل از اپلیکاتور Beam shaper برای تمامی میدان‌های مربعی قابل تولید توسط این اپلیکاتور با استفاده از محاسبات مونت کارلو بوده تا از این طریق بتوان تغییرات خروجی اپلیکاتور به دلیل وجود فاصله هوا میان سطح اپلیکاتور و بدن بیمار را طی پرتودهی لحاظ نمود.

روش کار:

اپلیکاتور Beam shaper از چهار تیغه تشکیل شده که دو به دو به صورت کشویی باز و بسته می‌شوند. حرکت تیغه‌ها وابسته به یکدیگر بوده و تیغه‌های موازی به صورت همزمان حرکت می‌کنند، به طوریکه می‌توان میدان‌های مربعی از ابعاد $1 \times 1 \text{ cm}^2$ تا $9 \times 9 \text{ cm}^2$ را توسط این اپلیکاتور تولید نمود. این تیغه‌ها از دو لایه شامل PTFE (تفلون) با ضخامت $2/6 \text{ cm}$ و استیل زنگ‌نزن با ضخامت $0/8 \text{ cm}$ ساخته شده است. لایه تفلونی که دارای ضخامت بیشتری است، برای متوقف کردن باریکه الکترون و لایه استیل که دارای ضخامت کمتری است، برای جذب تابش ترمزی ناشی از برهمکنش الکترون در تفلون و الکترون‌های عبوری از تفلون مورد استفاده می‌گیرد. قسمت استوانه‌ای شکل اپلیکاتور از جنس PMMA با ضخامت $0/5 \text{ cm}$ و طول 25 cm ساخته شده است. ابعاد این اپلیکاتور برابر $31 \times 25 \times 25 \text{ cm}^3$ و دارای وزنی حدود $8/2 \text{ kg}$ می‌باشد. به دلیل وزن نسبتاً بالا، این اپلیکاتور معمولاً با یک نگه‌دارنده به تخت جراحی ثابت می‌شود که علاوه بر نگهداری، دقت مکانی طی پرتودهی را نیز افزایش می‌دهد [۳]. نمایی از اپلیکاتور Beam shaper و اتصال آن به سر شتابدهنده LIAC12 در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل شماره (۱): نمایی از اپلیکاتور Beam shaper (راست) و نحوه اتصال آن به سر شتابدهنده LIAC12 (چپ).



برای تعیین موقعیت موثر باریکه الکترون در اپلیکاتور beam shaper، اپلیکاتور به سر شتابدهنده اختصاصی LIAC12 متصل شد. برای این منظور سر شتابدهنده LIAC12 به همراه اپلیکاتور beam shaper توسط کد مونت کارلوی MCNPX شبیه‌سازی و برای اعتبارسنجی مدل مونت کارلوی توسعه‌یافته و اطمینان از صحت عملکرد آن، منحنی‌های توزیع دوز عمقی حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو با نتایج عملی متناظر که در میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ و به ازای انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV بدست آمده بودند، از طریق تحلیل گاما مقایسه گردید. در نهایت برای تعیین موقعیت موثر چشمه الکترون از این مدل مونت کارلوی اعتبارسنجی شده و روش عکس مجذور فاصله استفاده شد. این روش مبتنی بر تعیین دوز جذبی در یک عمق ثابت در داخل فانتوم (معمولاً عمق دوز بیشینه) به ازای گاف‌های هوای مختلف بین سطح فانتوم و انتهای اپلیکاتور بوده که توسط توسط خان و همکاران معرفی شده است [۴]. بر اساس این روش، به ازای فواصل هوایی مختلف میان لبه اپلیکاتور و سطح فانتوم، میزان دوز جذبی در عمق دوز بیشینه (Z_{\max}) در داخل فانتوم اندازه‌گیری می‌شود. فرض کنید که I_0 دوز در عمق دوز بیشینه (Z_{\max}) به ازای فاصله هوایی صفر ($g=0$) و I_g دوز در همان عمق به ازای فاصله هوای g باشد. اگر فرض کنیم که موقعیت موثر چشمه الکترون در فاصله SSD_{eff} از سطح فانتوم قرار داشته باشد، بر اساس قانون عکس مجذور فاصله، رابطه بین I_0 و I_g به صورت زیر است:

$$\frac{I_0}{I_g} = \left(\frac{SSD_{\text{eff}} + z_{\max} + g}{SSD_{\text{eff}} + z_{\max}} \right)^2, \quad \sqrt{\frac{I_0}{I_g}} = 1 + \frac{g}{SSD_{\text{eff}} + z_{\max}} \quad (1)$$

مطابق رابطه بالا چنانچه مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ بر حسب تابعی از فاصله هوایی (g) رسم شود، یک خط راست به دست خواهد آمد که شیب آن برابر است با:

$$\text{slope} = \frac{1}{SSD_{\text{eff}} + z_{\max}} \quad (2)$$

لذا، موقعیت موثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$SSD_{\text{eff}} = \frac{1}{\text{slope}} - z_{\max} \quad (3)$$

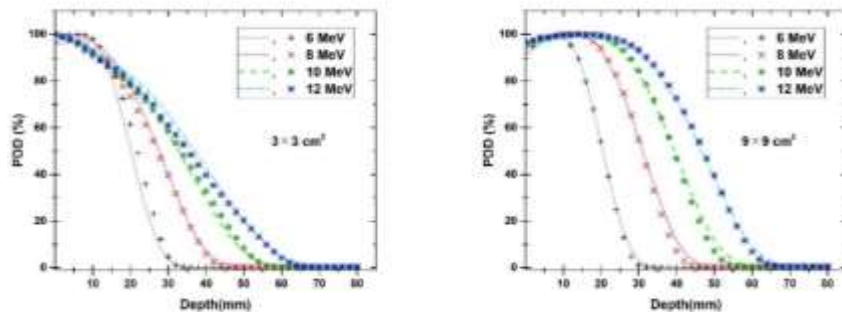
بنابراین با تعیین مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ به ازای فواصل هوایی مختلف میان لبه اپلیکاتور و سطح فانتوم و محاسبه شیب خط مربوطه، می‌توان SSD_{eff} به دست آورد. برای تعیین $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ ، مقادیر دوز جذبی در عمق دوز بیشینه مربوط به فواصل هوایی مختلف لبه اپلیکاتور از سطح فانتوم آب، توسط تالی F8* و در داخل سلول‌هایی استوانه‌ای به شعاع ۲ میلی‌متر و ارتفاع ۲ میلی‌متر محاسبه گردید. در نهایت مطابق روش شرح داده شده در بالا، SSD_{eff} در انرژی‌ها و ابعاد میدان‌های مختلف محاسبه



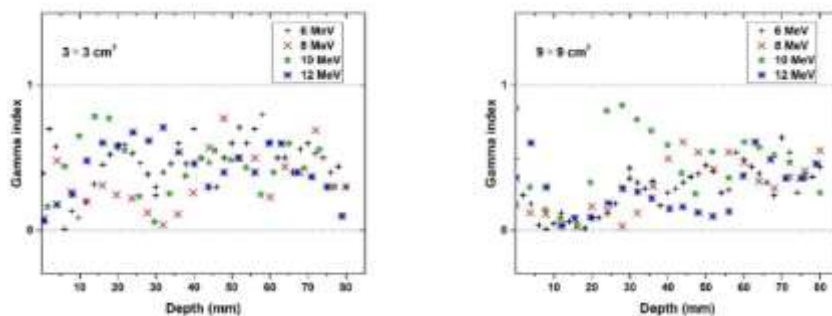
گردید. قابل ذکر است که فواصل هوایی در نظر گرفته شده (گاف‌های هوا) میان سطح اپلیکاتور و فانتوم آب در این مطالعه برابر صفر، ۴، ۸، ۱۲ و ۱۶ سانتی‌متر بود و محاسبات مربوط به SSD_{eff} به ازای ابعاد میدان‌های $3 \times 3 \text{ cm}^2$ تا $9 \times 9 \text{ cm}^2$ (با گام‌های $1 \times 1 \text{ cm}^2$) و در انرژی‌های مختلف ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV صورت پذیرفت.

نتایج:

منحنی‌های درصد دوز عمقی حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو در میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ به ازای انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV به صورت شکل‌های هندسی در شکل ۲ نمایش داده شده‌اند. خطوط (توپر، نقطه‌چین و ...) نیز نشان‌دهنده نتایج حاصل از دوزیمتری عملی توسط اتاقک یونش Advanced Markus می‌باشند. نتایج حاصل از مقایسه داده‌ها توسط تحلیل گاما در شکل ۳ آورده شده است.



شکل شماره (۲): منحنی‌های توزیع دوز عمقی حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و دوزیمتری عملی به ازای انرژی‌های مختلف باریکه الکترون در میدان‌های تابش $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$.



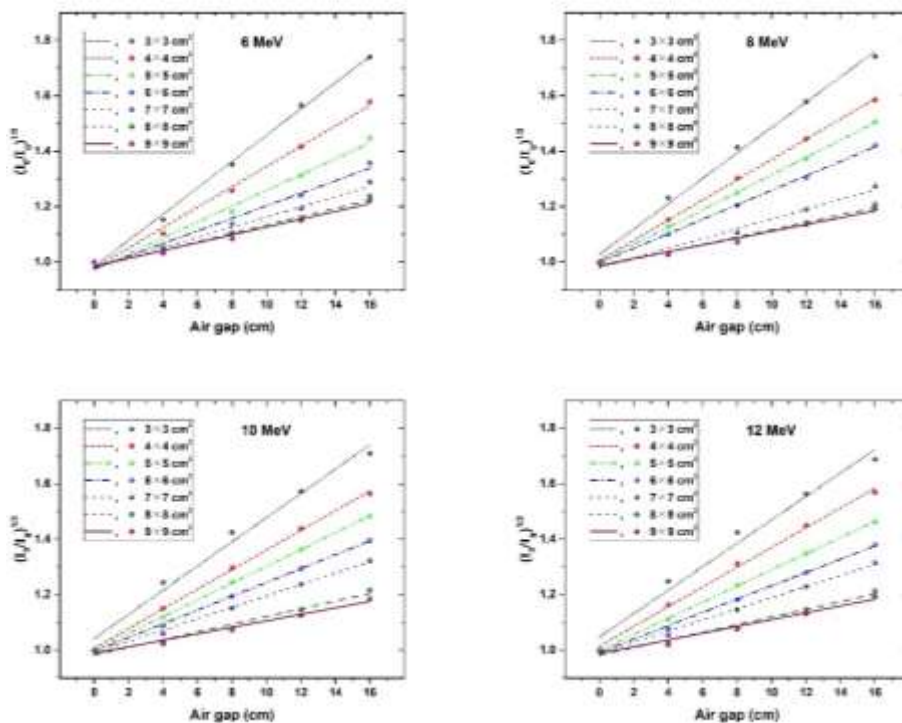
شکل شماره (۳): مقادیر شاخص گامای حاصل از مقایسه نتایج مونت کارلو و دوزیمتری عملی توسط تحلیل گاما در انرژی‌ها و میدان‌های تابش مختلف.



همان‌طور که از شکل ۲ پیداست، به لحاظ کیفی توافق خوبی میان نتایج به دست آمده وجود دارد. نتایج حاصل از تحلیل گاما نیز نشان می‌دهد که در تمام عمق‌های مورد بررسی مقدار شاخص گاما کوچک‌تر از یک است که این نتیجه معیاری از وجود یک توافق مطلوب میان نتایج حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی می‌باشد. بنابراین صحت مدل مونت کارلوی شبیه‌سازی شده در این مطالعه مورد تأیید قرار می‌گیرد.

مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ بر حسب تابعی از فاصله هوایی (g) در ابعاد میدان‌های مختلف $3 \times 3 \text{ cm}^2$ تا $9 \times 9 \text{ cm}^2$ و به ازای انرژی‌های الکترون ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV در شکل ۴ نمایش داده شده است.

با تعیین شیب خطوط نشان داده در شکل ۴ به ازای هر اندازه میدان و انرژی الکترون، موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) بر اساس روش عکس مجذور فاصله و با استفاده از رابطه (۳) به دست آمد. نتایج حاصل از محاسبه SSD_{eff} به ازای انرژی‌ها و ابعاد میدان مختلف در جدول ۱ آورده شده است.



شکل شماره (۴) نتایج حاصل از به‌کارگیری روش عکس مجذور فاصله در میدان‌های مربعی مختلف حاصل از اپلیکاتور Beam shaper به ازای انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV جهت تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون.



جدول شماره (۱) SSD_{eff} مربوط به میدان‌های مربعی حاصل از اپلیکاتور Beam shaper در انرژی‌های مختلف.

انرژی (MeV)	میدان‌های مربعی اپلیکاتور Beam shaper (cm^2)						
	۹×۹	۸×۸	۷×۷	۶×۶	۵×۵	۴×۴	۳×۳
۶	۶۵/۹	۵۸/۲	۴۶/۴	۳۶/۵	۲۸/۸	۲۱/۵	۱۳/۹
۸	۶۸/۳	۶۵/۷	۴۸/۰	۳۱/۲	۲۵/۵	۲۳/۴	۱۹/۸
۱۰	۶۹/۹	۵۹/۹	۳۹/۹	۳۴/۱	۲۷/۱	۲۶/۲	۲۲/۹
۱۲	۶۵/۴	۶۷/۲	۴۰/۱	۳۷/۷	۳۰/۳	۲۶/۱	۲۳/۶

بحث و نتیجه گیری:

در این پژوهش به ارزیابی موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) مربوط به اپلیکاتور Beam shaper که همراه با شتاب‌دهنده اختصاصی پرتودرمانی حین عمل LIAC12 مورد استفاده قرار می‌گیرد، پرداخته شد.

نتایج به دست آمده در شکل ۴ نشان می‌دهد که با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی مشخص، شیب خط مستقیم کاهش می‌یابد. این واقعیت را می‌توان با توجه به کاهش شار انرژی الکترون‌ها با افزایش ابعاد میدان توجیه نمود. برخلاف شتاب‌دهنده‌های معمول شار انرژی الکترون پرتودرمانی حین عمل با افزایش ابعاد میدان، به دلیل سیستم موازی‌سازی متفاوت باریکه الکترون، کاهش می‌یابد (۶، ۵). بنابراین، با افزایش اندازه میدان میزان دوز جذب شده در عمق دوز بیشینه کاهش یافته (این کاهش برای I_0 نسبت به I_g محسوس‌تر است) و از این رو انتظار می‌رود که شیب خطوط کاهش یابد.

همان‌طور که در جدول ۱ گزارش شده است، با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی مشخص SSD_{eff} نیز افزایش می‌یابد.

همان‌طور که قبلاً ذکر شد، با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی مشخص شیب خط مربوط به تغییرات $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ کاهش یافته

و مطابق رابطه (۳) انتظار می‌رود که SSD_{eff} افزایش یابد.

با افزایش انرژی الکترون در یک میدان مشخص نیز SSD_{eff} به‌طور کلی افزایش می‌یابد. با افزایش انرژی الکترون در یک میدان مفروض، احتمال پراکندگی الکترون در هنگام عبور از محیط کاهش یافته و لذا میزان دوز رسیده به عمق دوز بیشینه



در حضور فاصله هوایی g افزایش می‌یابد. بنابراین می‌توان انتظار داشت که نسبت $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ با افزایش انرژی الکترون کاهش و لذا شیب خط راست نمایش داده شده در شکل ۴ نیز کاهش یابد. در نهایت و با توجه به رابطه (۳) می‌توان نتیجه گرفت که SSD_{eff} با افزایش انرژی الکترون، افزایش می‌یابد.

نتایج به دست آمده در این کار نشان داد که موقعیت مؤثر باریکه الکترون خارج شده از اپلیکاتور $Beam\ shaper$ تابعی از انرژی الکترون و اندازه میدان مورد استفاده می‌باشد. وابستگی SSD_{eff} به ابعاد میدان به مراتب بیشتر از انرژی الکترون بود. در اختیار داشتن مقادیر جدول بندی شده SSD_{eff} در میدان‌ها و انرژی‌های مختلف باریکه الکترون حاصل از این اپلیکاتور مفید است، زیرا از این طریق می‌توان تغییرات خروجی باریکه الکترون به ازای فواصل هوایی مختلف را محاسبه و اثر آن را در محاسبات دوز بیمار و تعداد مانیتور یونیت لازم جهت تحویل میزان دوز تجویز شده در نظر گرفت.

مراجع:

- [1] Willett CG, Czito BG, Tyler DS. Intraoperative radiation therapy. *J Clin Oncol*. 2007; 25: 971-7.
- [2] Felici G, Ciccotelli A, Iacoboni V, De Angelis F, Mangiaracina N, Gava A. Device for shaping an electron beam of a machine for intraoperative radiation therapy. *Google Patents*; 2014.
- [3] Baghani HR, Heidarloo N, Aghamiri SMR, Mahdavi SR. Comparing the physical and dosimetric characteristics of cylindrical and beam shaper intraoperative radiotherapy applicators. *Radiat Phys Chem*. 2019; 158: 22-36.
- [4] Khan FM, Sewchand W, Levitt SH. Effect of air space and depth dose in electron beam therapy. *Radiology*. 1978; 126: 249-251.
- [5] Pimpinella M, Mihailescu D, Guerra AS, Laitano RF. Dosimetric characteristics of electron beams produced by a mobile accelerator for IORT. *Phys Med Biol*. 2007; 52: 6197-214.
- [6] Heidarloo N, Baghani HR, Aghamiri MR, Mahdavi R. Evaluating the photon contamination of beam shaper applicator using Monte Carlo simulation. *JMUMS*. 2016; 26: 212-217.